

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Remodelação óssea da mandíbula após inserção
de implante dentário**

Helena Isabel Gonçalves Gomes

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha
Co-orientador: Professor Renato Manuel Natal Jorge


Julho de 2018

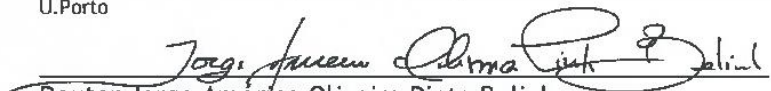
A Dissertação intitulada

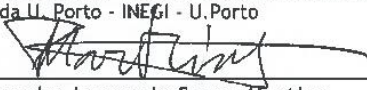
“Remodelação Óssea da Mandíbula Após Inserção de Implante Dentário”

foi aprovada em provas realizadas em 03-07-2018

o júri


Presidente Prof. Doutor Fernando Jorge Mendes Monteiro
Professor Catedrático do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da FEUP -
U.Porto


Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha
Investigador Pós-Doutoramento do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e
Engenharia Industrial da U. Porto - INEGI - U.Porto


Doutor Pedro Alexandre Lopes de Sousa Martins
Investigador do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia
Industrial da U. Porto - INEGI - U.Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Helena Isabel Gonçalves Gomes

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

O número de implantes dentários utilizados tem aumentado exponencialmente ao longo dos anos, pois para além de este ser um tratamento com uma alta taxa de sucesso, é cada vez mais bem aceite pela população como uma solução segura e de confiança. Devido a este aumento, é necessário estudar qual a resposta do tecido ósseo circundante, uma vez que o implante altera o cenário biomecânico da mandíbula, desencadeando a adaptação e remodelação do tecido ósseo em torno do implante. Estes processos são críticos para o sucesso e a estabilidade do implante a longo prazo.

Assim, o principal objetivo deste projeto, é investigar o comportamento de remodelação da estrutura óssea mandibular, após a colocação de um implante dentário. Desta forma, serão utilizados métodos e técnicas de simulação computacional, que permitem simular estruturas biológicas de forma não invasiva e com eficiência em termos de tempo. Foram utilizados três métodos numéricos, nomeadamente o MEF (Método dos Elementos Finitos), o RPIM (*Radial Point Interpolation Method*) e, mais recentemente desenvolvido, o NNRPIM (*Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method*). Este último utiliza conceitos matemáticos, tais como os diagramas de Voronoï e a triangulação de Delaunay, para construir células de influência, que permitem impor a conectividade nodal. Para prever a remodelação do tecido ósseo é utilizado um algoritmo, baseado no modelo de remodelação óssea de Carter. Este modelo apoia-se na suposição que a reorganização óssea depende maioritariamente de estímulos mecânicos. Adicionalmente, este algoritmo utiliza uma lei material nova, capaz de prever as propriedades mecânicas do tecido ósseo com base na densidade aparente do osso. Assim, para além de estudar o comportamento da mandíbula à colocação de um implante, este projeto tem também como objetivo validar a eficiência de predição dos métodos sem malha no processo de remodelação do tecido ósseo.

Com este trabalho foi possível concluir que o método RPIM e NNRPIM apresentam diversas vantagens, como a obtenção de campos de tensão e deformação suaves e precisos e, quando comparado com outros métodos sem malhas, o RPIM e o NNRPIM apresentam um custo computacional competitivo.

Abstract

The number of dental implants used has increased exponentially over the years since it is a treatment with a high success rate and increasingly well accepted by the population as a safe and reliable solution. Due to this increase, it is necessary to study the response of the surrounding bone tissue to its placement, since the implant changes the biomechanical setting of the mandible, triggering the adaptation and remodeling of the bone tissue around the implant. These processes are critical to the long-term success and stability of the implant.

Thus, the main objective of this project is to investigate the remodeling behavior of the mandibular bone structure, after the placement of a dental implant. In this way, computational modeling methods and techniques will be used to simulate biological structures in a non-invasive way. Three numerical methods were used, namely FEM (Finite Element Method), RPIM (Radial Point Interpolation Method) and more recently developed, the NNRPIM (Natural Neighbor Radial Point Interpolation Method). NNRPIM uses mathematical concepts, such as Voronoï diagrams and Delaunay triangulation, to construct influence cells that allow the enforcement of nodal connectivity. To predict the remodeling of bone tissue an algorithm is used, based on Carter's bone remodeling model. This model assumes that bone reorganization depends mainly on mechanical stimuli. In addition, this algorithm uses a new material law, capable of predicting the mechanical properties of bone tissue based on the apparent density of the bone. Thus, in addition to the study of the mandible behavior due to the insertion of an implant, this project also aims to validate the efficiency of the meshless methods in the prediction of bone tissue remodeling.

With this work, it was possible to conclude that the RPIM and NNRPIM methods have several advantages, such as obtaining smooth and precise strain and strain fields and, when compared to other meshless methods, both present an acceptable computational cost.

Agradecimentos

A realização deste trabalho só foi possível com o apoio e colaboração de várias pessoas. A todos os que direta ou indiretamente participaram neste trabalho, desejo expressar o meu agradecimento.

Agradeço em primeiro lugar ao meu orientador, ao Professor Jorge Belinha, pela enorme prestabilidade, pela disponibilidade e todo o apoio que me concedeu durante a elaboração do trabalho. Gostava também de agradecer ao meu co-orientador, o Professor Renato Natal, pelo acompanhamento e disponibilidade.

À fantástica família Maracanã, pelas alegrias e incentivos e por todos os momentos e memórias que partilhamos juntos.

Às minhas colegas, especialmente à Ana Teresa, o meu mais sincero obrigada pelo companheirismo que sempre demonstrou nesta etapa.

Ao meu tio Berto, por todo o interesse e apoio demonstrado ao longo desta etapa.

Um agradecimento muito especial ao Ricardo, pelo apoio, carinho e compreensão constante, e por me teres ajudado a ter força mesmo quando tudo parecia impossível.

E, finalmente, o mais importante, o meu maior agradecimento aos meus pais, por me terem proporcionado esta conquista e pelo apoio incondicional. E aos meus irmãos, Ana e Nuno, pelo enorme apoio, carinho e sacrifício que dispensaram durante o desenrolar deste curso.

Agradecimentos Institucionais

The author truly acknowledges the work conditions provided by the Applied Mechanics Division (SMAp) of the department of mechanical engineering (DEMec) of Faculty of Engineering of the University of Porto (FEUP), and by the MIT-Portugal project “MIT-EXPL/ISF/0084/2017”, funded by Massachusetts Institute of Technology (USA) and “Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior - Fundação para a Ciência e a Tecnologia” (Portugal).

Additionally, the authors gratefully acknowledge the funding of Project NORTE-01-0145-FEDER-000022 - SciTech - Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanced by Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), through Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

Finally, the author acknowledges the synergetic collaboration with the collaborators of “Computational Mechanics Research Laboratory CMech-Lab” (ISEP/FEUP/INEGI), and its director, Prof.Dr. Jorge Belinha, and its senior advisors, Prof.Dr. Renato Natal Jorge and Prof.Dr. Lúcia Dinis.

*“However bad life may seem, there is always something you can do, and succeed at.
While there’s life, there is hope.”*

Stephen Hawking

Índice

Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1. Motivação	2
1.2. Objetivos	3
1.3. Estrutura do Documento.....	3
Capítulo 2	5
Tecido ósseo	5
2.1. Patologias na remodelação óssea	5
2.1.1. Osteoporose	5
2.1.2. Doença de Paget	6
2.2. Anatomia mandíbula	7
2.2.1. Corpo da mandíbula	7
2.2.2. Ramo da mandíbula	8
2.3. Funções do Sistema Esquelético	9
2.4. Morfologia do osso	10
2.5. Composição e estrutura do osso	12
2.6. Composição da matriz óssea	13
2.7. Células ósseas	14
2.8. Processo biológico da remodelação óssea	15
2.8.1. Regulação local	16
2.8.2. Regulação sistêmica.....	16
2.9. Qualidade óssea.....	18
2.10. Propriedades materiais do osso	19
2.10.1. Lei Material de Lotz.....	20
2.10.2. Lei Material de Belinha.....	20
2.11. Modelos de Remodelação Óssea.....	22
2.11.1. Modelos Mecânicos	22
2.11.2. Modelos Biológicos	25
2.11.3. Modelos Mecanobiológicos	27
Capítulo 3	28
Implantes Dentários	28
3.1. Perda dentária	28
3.1.1. Causas para a Perda Dentária	29
3.1.2. Tratamentos disponíveis.....	31
3.2. Implantes Dentários	31
3.2.1. Constituintes	32
3.2.2. Caracterização dos Implantes Dentários.....	33
Capítulo 4	38

Métodos Numéricos	38
4.1. Método dos Elementos Finitos	38
4.2. Métodos Sem Malha.....	39
4.2.1. Procedimento Genérico.....	40
4.2.2. Formulação RPIM.....	41
4.2.3. Formulação NNRPIM	43
4.2.4. Funções de Forma	48
Capítulo 5	51
Mecânica dos Sólidos	51
5.1. Fundamentos	51
5.2. Formulação Fraca.....	53
5.2.1. Formulação Fraca de Galerkin.....	54
5.3. Sistema de Equações Discretas	56
Capítulo 6	58
Estado da Arte.....	58
6.1. Métodos de Elementos Finitos	58
6.1.1. Geometria do Modelo	58
6.1.2. Cargas.....	60
6.1.3. Condições de Fronteira	62
6.1.4. Caracterização (desenho) do implante	63
6.1.5. Materiais.....	65
6.1.6. Interface entre o osso e o implante	66
6.1.7. Modelos de Remodelação Óssea.....	67
6.2. Métodos Sem Malha.....	68
Capítulo 7	70
Trabalho Prático Preliminar.....	70
7.1. FEMAS	70
7.2. Trabalho Preliminar	71
7.2.1. Material em Estudo	71
7.2.2. Resultados e Conclusões.....	73
Capítulo 8	91
Análise computacional da remodelação óssea.....	91
8.1. Algoritmo de Remodelação.....	91
8.1.1. Procedimento do Algoritmo.....	91
8.1.2. Análise de remodelação do tecido ósseo mandibular	94
8.1.2.1. Análise do Modelo 1	94
8.1.2.1.1. Análise do sistema de cargas.....	98
8.1.2.2. Análise do Modelo 2.....	100
Capítulo 9	106
Conclusões e Trabalhos Futuros	106
Referências	108
Anexo 1	117
Anexo 2.....	130
Anexo 3.....	147

Lista de figuras

Fig. 1.1 - Representação gráfica do número de documentos publicados nos anos de 2013 a 2016.	3
Fig. 2.1 - Distribuição da prevalência da osteoporose, nos cinco países com mais população da UE, em 2010 [9].	6
Fig. 2.2 - Vista anterior da mandíbula [14].	7
Fig. 2.3 - Vista inferior da mandíbula [14].	8
Fig. 2.4 - Ligação dos músculos da mastigação à mandíbula [15].	9
Fig. 2.5 - Principais grupos das formas ósseas. (Adaptado de [15]).	10
Fig. 2.6 - Partes do osso longo: epífise, metáfise e diáfise [17].	11
Fig. 2.7 - Estrutura hierárquica do osso, desde a nanoescala até à macroescala. (Adaptado de [20]).	13
Fig. 2.8 - Composição da matriz óssea. (Adaptado de [22]).	14
Fig. 2.9 - Processo de reabsorção óssea [28].	15
Fig. 2.10 - Regulação da formação e atividade dos osteoclastos [34].	17
Fig. 2.11 - Classificação da qualidade óssea [47].	18
Fig. 2.12 - Correlação entre o Módulo de Elasticidade e a Densidade óssea aparente [44]. ...	18
Fig. 2.13 - Módulo de Elasticidade na direção axial. Comparação entre os dados experimentais obtidos no trabalho de Zioupos, a Lei de Lotz para o osso cortical e trabecular, e o modelo matemático proposto por Belinha.	21
Fig. 2.14 - (a) Módulo de Elasticidade na direção transversal. (b) Tensão de compressão última na direção axial. (c) Tensão de compressão última na direção transversal.	22
Fig. 2.15 - Descrição intuitiva das ideias de Cowin para o realinhamento trabecular [23].	24
Fig. 3.1 - Níveis de cárie dentária entre os 35 e os 44 anos, em todo o mundo [86].	29
Fig. 3.2 - Prevalência de perda dentária severa conforme a idade (proporção), no ano de 2010, em todo o mundo [89].	30

Fig. 3.3 - Principais causas de perda dentária por trauma, na Europa [90].	31
Fig. 3.4 - Uso de implantes dentários para substituição de dentes em falta, de acordo com o país. Uso estimado de implantes por 10.000 pessoas.	32
Fig. 3.5 - Constituintes do implante dentário. O parafuso não é visível nesta imagem [94]. ...	33
Fig. 3.6 - Macroestrutura do implante [93].	33
Fig. 3.7 - Classificação do implante quanto à sua forma em: (a) implante cilíndrico; (b) implante cônico; (c) implante com corpo cilíndrico e ápice cônico [98].	34
Fig. 3.8 - As quatro formas básicas que a rosca pode apresentar. (a) em forma de V; (b) contraforte; (c) contraforte reversa; (d) quadrada [93].	34
Fig. 3.9 - Passo e profundidade da rosca [100].	34
Fig. 4.1 - Exemplo de uma malha discretizada para o MEF: (a) original, e (b) malha obtida após discretização.	39
Fig. 4.2 - (a) Domínio sólido; (b) Exemplo de discretização nodal regular; (c) Exemplo de discretização nodal irregular [28].	40
Fig. 4.3 - Domínios de influência com diferentes tamanhos e formas [28].	40
Fig. 4.4 - (a) Domínio de influência fixo com forma retangular; (b) Domínio de influência fixo com forma circular; (c) Domínio de influência flexível com forma circular [28]. ...	41
Fig. 4.5 - (a) Malha de integração Gaussiana ajustada. (b) Malha de integração Gaussiana geral [28].	42
Fig. 4.6 - (a) Quadrilátero inicial da célula; (b) Transformação do quadrilátero inicial num quadrado isoparamétrico, e aplicação da regra do ponto de quadratura 2x2. (c) Retorno à forma quadrilateral inicial [28].	42
Fig. 4.7 - (a) Potencial conjunto inicial de nós, vizinhos do nó n_0 ; (b) Primeiro plano de teste. (c) Segundo plano de teste; (d) Célula final de teste, contendo apenas os vizinhos naturais do nó n_0 ; (e) Nó n_0 e célula de Voronoï V_0 ; (f) Diagrama de Voronoï [28].	44
Fig. 4.8 - (a) Célula de influência de primeiro grau; (b) Célula de influência de segundo grau [28].	45
Fig. 4.9 - (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção P_{li} ; (b) Pontos médios M_{li} e os respetivos quadriláteros obtidos; (c) Quadrilátero $nIMI4PI4MI5$ [28].	46
Fig. 4.10 - (a) Célula de Voronoï e respetivos pontos de interseção P_{li} ; (b) Pontos médios M_{li} e os respetivos triângulos obtidos; (c) Triângulo $nIPI8MI1$ [28].	46
Fig. 4.11 - Triângulo e quadrilátero e os respetivos pontos de integração, xI [28].	47
Fig. 4.12 - Triângulo e quadrilátero e os respetivos pontos de integração xI , utilizando o esquema de integração de Gauss-Legendre [28].	48
Fig. 5.1 - Curva tensão-deformação para diferentes materiais.	52
Fig. 5.2 - Corpo contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [28].	54

Fig. 6.1 - Representação do modelo de elementos finitos: (a) bidimensional [134]; (b) tridimensional [135].	58
Fig. 6.2 - (a) Imagem da seção da mandíbula posterior de um paciente real, obtida através de uma TAC. (b) Modelo bidimensional obtido através da imagem TAC [146].	59
Fig. 6.3 - Forças horizontal(F_h), vertical (F_v) e resultante (F_o). (Adaptado de [44]).	60
Fig. 6.4 - (a) Modelo 3D (b) Distribuição da tensão no implante (c) Distribuição da tensão no osso; (d) Distribuição da deformação no osso [142].	62
Fig. 6.5 - Condições de fronteira utilizados em trabalhos MEF: (a) definidas no campo mais distante [159]; (b) consideram os músculos da mastigação e a articulação temporomandibular [160]. Em que, T: músculo temporal; M: Masséter; MP: músculo pterigóide medial; LP: músculo pterigóide lateral; P0: aplicação da força.	62
Fig. 6.6 - Elementos pertencentes ao osso cortical. Comparação da tensão por diâmetro do implante. As magnitudes da tensão máxima (vermelho) diminuem com o aumento do diâmetro do implante. [146].	63
Fig. 6.7 - (a) implante reto; (b) implante gradativo. Os valores de magnitude da tensão são mais uniformemente distribuídos ao longo da interface do implante gradativo [146]. ..	64
Fig. 6.8 - Tensões de compressão representadas a cor verde; tensões de tração representadas a cor vermelha [153].	65
Fig. 6.9 - Distribuição da densidade óssea para as diferentes percentagens de contacto entre o osso e o implante [148].	67
Fig. 7.1 - Interface gráfica do programa FEMAS.	71
Fig. 7.2 - (a) Mandíbula. (b) fragmento da mandíbula com implante dentário. (c) modelo obtido através de um corte segundo o eixo Oxy. (d) modelo obtido através de um corte segundo o eixo Oyz. (Adaptado de [190]).	72
Fig. 7.3 - (a) Representação geométrica e esquemática das condições de fronteira essenciais e naturais aplicadas no modelo 1; (b) Malha de elementos; (c) Malha nodal.	73
Fig. 7.4 - (a) Representação geométrica e esquemática das condições de fronteira essenciais e naturais aplicadas no modelo 2; (b) Malha de elementos; (c) Malha nodal.	73
Fig. 7.5 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1. ...	74
Fig. 7.6 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1. .	75
Fig. 7.7 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.	76
Fig. 7.8 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. ...	77
Fig. 7.9 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. .	78

Fig. 7.10 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.	79
Fig. 7.11 - Os pontos a vermelho indicam os nós de interesse onde foram analisadas a tensão de von Mises e tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para o modelo 1. Os pontos 1 e 2 estão localizados no osso cortical, e os pontos 3, 4, 5 e 6 no osso trabecular.	80
Fig. 7.12 - Os pontos a vermelho indicam os nós de interesse onde foram analisadas a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para o modelo 2. Os pontos 1 e 2 estão localizados no osso cortical, e os pontos 3, 4, 5 e 6 no osso trabecular.	81
Fig. 7.13 - Representação gráfica dos valores obtidos no ponto 1, 3 e 5 do modelo 1, para a tensão de von Mises, Principal 1 e Principal 2 para os diferentes ângulos de aplicação da força considerados, e para os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	82
Fig. 7.14 - Representação gráfica dos valores obtidos no ponto 1, 3 e 5 do modelo 2, para a tensão de von Mises, Principal 1 e Principal 2 para os diferentes ângulos de aplicação da força considerados, e para os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	83
Fig. 7.15 - O ponto a vermelho indica o nó localizado no implante, onde foi analisado o deslocamento.	84
Fig. 7.16 - Gráficos de barras obtidos para o deslocamento do implante, para o modelo 1 e 2, e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	84
Fig. 7.17 - As linhas a vermelho e preto indicam os nós selecionados pertencentes ao osso cortical e trabecular, respetivamente. (a) contorno no modelo 1; (b) contorno no modelo 2.	85
Fig. 7.18 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 1, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	87
Fig. 7.19 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 2, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	88
Fig. 7.20 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 1, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	89
Fig. 7.21 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 2, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM	90
Fig. 8.1 - Algoritmo de remodelação óssea utilizado neste trabalho [190].	93
Fig. 8.2 - Isomapa representativo da arquitetura trabecular do osso mandibular.	94

Fig. 8.3 - (a) Representação geométrica do modelo, com as condições de fronteira essenciais e naturais aplicadas. Discretização do domínio do problema: (b) malha de elementos; (c) malha nodal.	95
Fig. 8.4 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$) obtida para a combinação das 4 cargas, para os diferentes critérios de remodelação considerados, σ_{11} , SED e σ_{ef}	96
Fig. 8.5 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a combinação das cargas de 0° , 90° , 120° e torção; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	97
Fig. 8.6 - Interseção de cada par de soluções.	98
Fig. 8.7 - (a) Arquitetura trabecular obtida para as respectivas abordagens numéricas consideradas: MEF, RPIM e NNRPIM. (b) Distribuição da densidade na mandíbula do Babuíno [191]. Legenda: A — B - -	98
Fig. 8.8 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$) obtida para os diferentes Casos de carga considerados, e utilizando as abordagens numéricas MEF, RPIM e NNRPIM. ...	100
Fig. 8.9 - Representação geométrica do modelo, com as condições de fronteira essenciais e naturais aplicadas: (a) Caso de carga 1; (b) Caso de carga 2. Discretização do domínio do problema: (c) malha de elementos; (d) malha nodal.	101
Fig. 8.10 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.60 \text{ g/cm}^3$) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$	102
Fig. 8.11 - (a) Arquitetura trabecular final obtida; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	103
Fig. 8.12 - Interseção de cada par de soluções.	104
Fig. 8.13 - (a) Arquitetura trabecular final obtida; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	105
Fig. A. 1 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1..	118
Fig. A. 2 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1..	119
Fig. A. 3 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.	120
Fig. A. 4 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.	121
Fig. A. 5 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.	122
Fig. A. 6 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.	123
Fig. A. 7 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2..	124

- Fig. A. 8 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. . 125
- Fig. A. 9 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. 126
- Fig. A. 10 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. 127
- Fig. A. 11 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. 128
- Fig. A. 12 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2. 129
- Fig. A. 13 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 1 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso cortical, para o nó 1 e 2, e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 131
- Fig. A. 14 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 1 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso trabecular, para o nó 3, 4, 5 e 6 e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 132
- Fig. A. 15 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 2 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso cortical, para o nó 1 e 2, e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 132
- Fig. A. 16 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 2 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso trabecular, para o nó 3, 4, 5 e 6 e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 133
- Fig. A. 17 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 1, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 137
- Fig. A. 18 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 1, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 140
- Fig. A. 19 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 2, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 143
- Fig. A. 20 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 2, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM 146
- Fig. A. 21 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$) obtida para as cargas de 0° , 90° , 120° e torção, e para a combinação das 4 cargas consideradas para os diferentes critérios de remodelação considerados, σ_{11} , SED e σ_{ef} 148

Fig. A. 22 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga 0°; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	149
Fig. A. 23 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga 90°; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	150
Fig. A. 24 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga 120°; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	151
Fig. A. 25 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga de torção; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	152
Fig. A. 26 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 1; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	153
Fig. A. 27 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 2; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	154
Fig. A. 28 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 3; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	155
Fig. A. 29 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 4; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).	156
Fig. A. 30 - Tensão de von Mises (σ_{ef}) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$	157
Fig. A. 31 - Tensão principal 1 (σ_{11}) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$	158
Fig. A. 32 - Tensão principal 2 (σ_{22}) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$	159

Lista de tabelas

Tab. 2.1 - Propriedades mecânicas do osso [54].	19
Tab. 2.2 - Coeficientes da Lei de Lotz.	20
Tab. 2.3 - Coeficientes da Lei de Belinha [5].	21
Tab. 2.4 - Descrição dos fatores que regulam os efeitos na dinâmica das células ósseas, considerados no modelo de Komarova. A identificação do parâmetro de cada fator é considerada nas equações do modelo.	26
Tab. 3.1 - Classificação dos implantes de acordo com o seu comprimento e diâmetro [101].	35
Tab. 3.2 - Propriedades mecânicas dos bio-metais [103], [105], [106].	36
Tab. 3.3 - Propriedades mecânicas dos materiais bio-cerâmicos [105], [106], [112].	37
Tab. 6.1 - Magnitude e tipos de cargas utilizadas em estudos de análise de elementos finitos.	61
Tab. 6.2 - Propriedades dos materiais utilizados em estudos de análise de elementos finitos de implantes dentários.	66
Tab. 7.1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise.	72
Tab. 8.1 - Número de ciclos diário de carga considerado em cada caso de carga.	99

Abreviaturas e Símbolos

ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
ATM	Articulação Temporomandibular
BMU	Unidade Multicelular Básica (<i>Basic Multicellular Unit</i>)
c-Fms	Recetor estimulante de colônias de fator-1 (<i>Colony-stimulating factor-1 receptor</i>)
DEM	<i>Diffuse Element Method</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DMFT	<i>Decayed, missing and filled permanent teeth</i>
EFGM	<i>Element Free Galerkin Method</i>
HA	Hidroxiapatita
IGF	Fator de Crescimento semelhante à Insulina (<i>Insulin-like Growth Factor</i>)
M-CSF	Fator de Estimulação de Colônias de Macrófagos (<i>Macrophage Colony Stimulating Factor</i>)
MEF	Método dos Elementos Finitos
MFEM	<i>Meshless Finite Element Method</i>
MLPG	<i>Petrov-Galerkin Method</i>
MLS	<i>Moving Least Square</i>
NEM	<i>Natural Element Method</i>
NNFEM	<i>Natural Neighbour Finite Element Method</i>
NNRPIM	<i>Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method</i>
OPG	Osteoprotegerina
PEEK	Poliéter-éter-cetona (<i>Polyether Ether Ketone</i>)
PIM	<i>Point Interpolation Method</i>
PTH	Hormona Paratiroide (<i>Parathyroid Hormone</i>)
RANK	Recetor de ativação de NF- κ B (<i>Receptor Activator of NF-κB</i>)
RANKL	Recetor de ativação do ligando NF- κ B (<i>Receptor Activator of NF-κB Ligand</i>)
RPI	<i>Radial Point Interpolators</i>
RPIM	<i>Radial Point Interpolation Method</i>
RKPM	<i>Reproducing Kernel Particle Method</i>

SED	Densidade de Energia de Deformação (<i>Strain Energy Density</i>)
SPH	<i>Smooth Particle Hydrodynamics Method</i>
TAC	Tomografia Axial Computorizada
TGF- β	Fator de Crescimento β (<i>Transforming Growth Factor-β</i>)
TNF	Fator de Necrose Tumoral (<i>Tumor Necrosis Factor</i>)
UE	União Europeia

Capítulo 1

Introdução

O edentulismo é a designação utilizada para a ausência parcial ou total de dentes. Esta condição afetou cerca de 158 milhões de pessoas em todo o mundo em 2010, o que corresponde a cerca de 2,3% da população mundial. A perda de dentes é influenciada por diversos fatores, que estão diretamente relacionados com a saúde oral, alguns exemplos incluem a alimentação, higiene oral, tabagismo e alcoolismo. Todos esses fatores levam ao desencadeamento de patologias, que causam consequentemente a perda de dentes. As principais patologias são a cárie dentária e a periodontite, que afetaram cerca de 3.053 milhões e 743 milhões de pessoas em todo o mundo em 2010, respectivamente [1].

Apesar do número de dentes perdidos por paciente tender a diminuir, o número total de dentes perdidos tende a aumentar, como consequência do envelhecimento da população. Desta forma, a necessidade de soluções para pacientes parcialmente edêntulos tende a aumentar. Existem diversas soluções disponíveis, como a prótese dentária removível, a prótese parcial fixa (ou ponte) e o implante dentário.

A colocação de implantes dentários é atualmente um tratamento válido e com uma alta taxa de sucesso [2]. A sua utilização tem aumentado exponencialmente nos últimos anos, com mais de 5 milhões de implantes inseridos por ano nos Estados Unidos, o que equivale a cerca de 800 mil milhões de euros. Este consiste num dispositivo biocompatível, colocado no osso da maxila/mandíbula, e que fornece suporte para uma reconstrução protética.

Atualmente existem diversos tipos de implantes, que podem ser classificados quanto à sua macro e microestrutura. As características do implante têm como objetivo aumentar a estabilidade primária, fator que é essencial para a osseointegração. Apesar de não haver uma definição concreta para “estabilidade primária”, esta é normalmente compreendida como a falta de mobilidade do implante imediatamente após a sua colocação [3]. Assim, para que ocorra o sucesso do implante, tem de ocorrer o desenvolvimento de tecido ósseo durante a osseointegração e remodelação óssea. A osseointegração geralmente ocorre na região peri-implante nos primeiros três a seis meses, após a cirurgia. Posteriormente, o implante ganha um aumento da estabilidade através da remodelação óssea mais profunda, ou seja, no osso cortical e trabecular mais profundos. Após um certo período de cura, é alcançado um estado de equilíbrio de remodelação, onde a perda óssea é mínima e a taxa de falha do implante baixa.

O equilíbrio entre os processos de reabsorção e formação óssea é afetado por estímulos mecânicos, em que o osso responde ajustando a sua densidade óssea. Nas últimas décadas, diversos modelos foram desenvolvidos com o objetivo de descrever a resposta óssea, ou seja,

a remodelação do tecido ósseo. Posteriormente, com o objetivo de verificar o sucesso desses modelos, eles foram testados e aplicados com o recurso a métodos numéricos, sendo o mais utilizado o método de elementos finitos [4].

Os métodos numéricos têm vindo a assumir um papel bastante importante na simulação biomecânica de estruturas biológicas, principalmente quando é difícil ou demorado obter resultados através de ensaios clínicos. Assim, a modelagem/simulação computacional torna-se uma opção viável, devido à sua natureza não invasiva e eficiência em termos de tempo. No presente trabalho é proposto o estudo da remodelação do tecido ósseo após a inserção de um implante dentário. Assim, é necessário construir um modelo 2D da estrutura óssea mandibular, através da secção da mandíbula segundo dois planos distintos. Por sua vez, o implante dentário será desenhado e acrescentado às secções retas da mandíbula. Posteriormente serão utilizados métodos sem malha (*Radial Point Interpolation Method* - RPIM e o *Natural Neighbour Radial Point Interpolation Method* - NNRPIM) [132], que irão permitir obter os campos de variáveis através de uma análise estrutural. De seguida, estes métodos numéricos serão combinados com um algoritmo de remodelação do tecido ósseo, que utiliza uma lei material recentemente desenvolvida [5], de modo a prever a remodelação do tecido ósseo.

Ao longo do desenvolvimento da dissertação foi possível a publicação de dois artigos científicos intitulados de “*Predicting the stress distribution in the mandible bone due to the insertion of implants: a meshless method study*” e “*Studying the mandible bone tissue remodelling in the vicinity of implants using a meshless method computational framework*” com a participação na *V International Conference on Biodental Engineering (BIODENTAL - 2018)*. Para além disso, será possível a colaboração na escrita do livro intitulado de “*Advances in Biomechanics and Tissue Regeneration*”, cuja editora é a *Elsevier*, com a participação no capítulo “*Biomechanical analysis of bone tissue after insertion of dental implants using meshless methods: stress analysis and osseointegration*”.

1.1. Motivação

O número de implantes dentários utilizados tem aumentado exponencialmente ao longo dos anos, principalmente devido ao facto do número total de dentes perdidos estar a aumentar como consequência do envelhecimento da população. Adicionalmente, o avanço da tecnologia e pesquisa na implantologia, permitiu que atualmente estejam disponíveis no mercado diversos tipos de implantes (com diferentes tipos de materiais, tamanhos, formatos, superfícies, e desenhos das roscas). Desta forma, é importante perceber qual a influência desses fatores na sobrevivência e estabilidade primária dos implantes, que está diretamente relacionada com a remodelação óssea.

Os métodos numéricos surgem como uma solução eficaz para analisar todas essas características e para prever problemas de implementação de implantes dentários, bem como o processo de remodelação do tecido ósseo da mandíbula. O Método dos Elementos Finitos é um dos métodos mais utilizados para a realização de simulações biomecânicas. Existem diversos trabalhos com o MEF que exploram a influência das características dos implantes na remodelação óssea da mandíbula. No entanto, existem outros métodos, tais como os métodos sem malha, que apesar de terem sido aplicados com sucesso em biomecânica, ainda não foram aplicados de forma abrangente na simulação de implantes dentários e na previsão da remodelação óssea. Esta lacuna na literatura foi uma das principais motivações para a realização deste trabalho.

Após uma pesquisa na base de dados *Scopus*, com as seguintes palavras-chave: *Finite Element Method*, *Meshless*, *Dental Implant*, *Bone Remodelling*, foi possível perceber que os métodos sem malha ainda não foram muito aplicados na implantologia, e muito menos, na remodelação óssea da mandíbula. Na Fig. 1.1, podemos observar a dispersão dos resultados obtidos, desde do ano de 2013 até 2016, utilizando a combinação dessas palavras-chave.

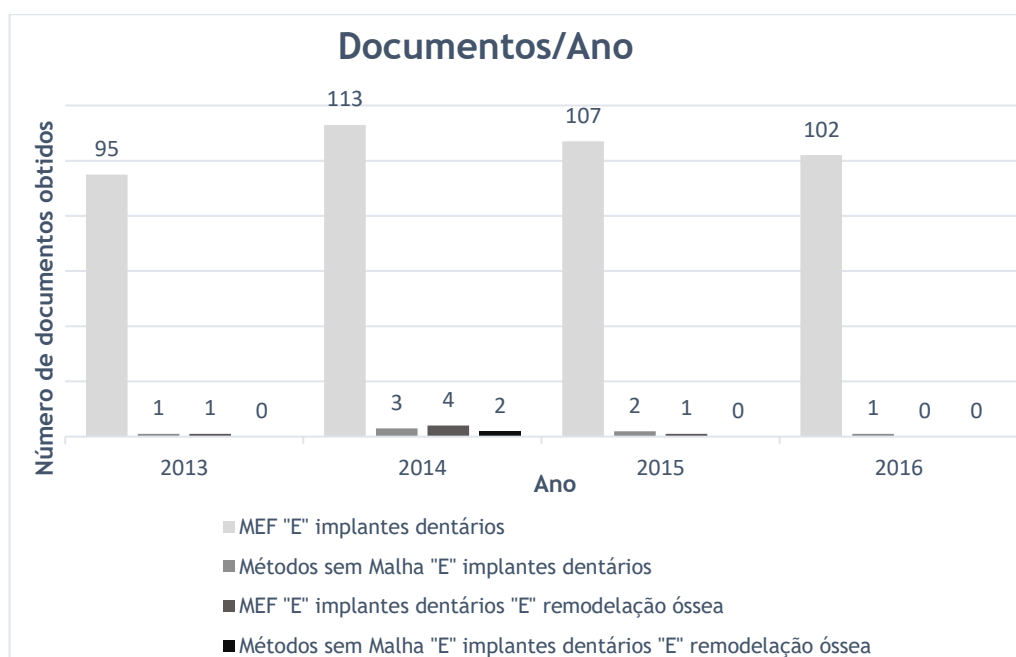


Fig. 1.1 - Representação gráfica do número de documentos publicados nos anos de 2013 a 2016.

1.2. Objetivos

Os objetivos principais deste projeto são estudar e prever a remodelação do tecido ósseo da mandíbula após a inserção de um implante dentário, utilizando uma nova lei material do tecido ósseo desenvolvida [5] e os métodos sem malha, RPIM e NNRPIM. Outro objetivo consiste em validar os métodos sem malha, ou seja, mostrar que são uma técnica numérica válida e alternativa.

De forma a alcançar estes objetivos principais, foram estabelecidos outros objetivos secundários:

- Construção de um modelo 2D da estrutura óssea mandibular, a partir da seção da mandíbula em relação a dois planos distintos;
- Compreender a influência da tensão no tecido ósseo durante um fenómeno de remodelação óssea;
- Simular a remodelação óssea da mandíbula após a inserção de um implante dentário, através da aplicação de um algoritmo de remodelação do tecido ósseo, que considera apenas os estímulos mecânicos;
- Comparar os resultados obtidos computacionalmente com a literatura, com o objetivo de validar os métodos sem malha.

1.3. Estrutura do Documento

A presente dissertação encontra-se dividida em nove capítulos:

- **Capítulo 1** - Neste capítulo é feita uma introdução ao tema da dissertação, bem como uma apresentação dos objetivos e da estrutura da mesma.
- **Capítulo 2** - Este capítulo começa com uma revisão das duas principais patologias relacionadas com o *turnover* ósseo, nomeadamente a osteoporose e a doença de

Paget. De seguida, é feita uma descrição da fisiologia e anatomia óssea. O capítulo inclui uma explicação do processo biológico da remodelação óssea, bem como os seus mecanismos de regulação. Por fim, é feita uma apresentação teórica da lei material utilizada, bem como os modelos de remodelação mecânicos, biológicos e mecanobiológicos.

- **Capítulo 3** - Este capítulo aborda a perda dentária, bem como as causas e tratamentos disponíveis para a substituição de dentes perdidos. Desta forma, é dada ênfase aos implantes dentários, apresentando os diversos tipos de implantes disponíveis, de acordo com a sua macro e microestrutura.
- **Capítulo 4** - Este capítulo apresenta os diversos métodos numéricos que podem ser utilizados na mecânica computacional, descrevendo de forma breve a sua formulação.
- **Capítulo 5** - Neste capítulo é realizada uma introdução às noções básicas de mecânica dos sólidos.
- **Capítulo 6** - Este capítulo constitui uma revisão ao estado da arte da utilização dos diferentes métodos numéricos na implantologia. Este capítulo é fundamental, pois permite conhecer quais os tipos de trabalhos e simulações numéricas, que utilizam o MEF e os métodos sem malha, que já foram realizadas nesta área.
- **Capítulo 7** - Neste capítulo é apresentada uma breve introdução ao *software* utilizado, bem como a sua aplicação através da realização de um trabalho prático preliminar.
- **Capítulo 8** - Neste capítulo é apresentado o procedimento do algoritmo de remodelação do tecido ósseo utilizado neste trabalho. Posteriormente são expostos os resultados da aplicação do algoritmo para avaliar numericamente a remodelação do tecido ósseo mandibular.
- **Capítulo 9** - No último capítulo são expostas as conclusões do trabalho, as principais limitações do mesmo, juntamente com sugestões para futuros desenvolvimentos.

Capítulo 2

Tecido ósseo

Neste capítulo são apresentados alguns conceitos básicos de anatomia e biologia óssea. Também são expostas as leis fenomenológicas do tecido ósseo, que permitem correlacionar a densidade aparente local com as propriedades mecânicas locais do tecido ósseo. Por fim, é realizada uma extensa apresentação das abordagens numéricas mais relevantes para a previsão da remodelação óssea, que incluem os modelos mecânicos, biológicos e mecanobiológicos.

2.1. Patologias na remodelação óssea

O tecido ósseo, é um órgão metabolicamente ativo que passa continuamente por processos de crescimento, reforço e reabsorção. Estes processos são designados coletivamente por remodelação óssea. Segundo Frost [6] este processo pode ser dividido em remodelação interna e externa, sendo que, a primeira refere-se à alteração da densidade do tecido ósseo, e a segunda diz respeito à reabsorção ou deposição de material ósseo na superfície externa do osso.

Nesta seção será realizada uma revisão das principais patologias relacionadas com problemas no *turnover* ósseo, ou seja, problemas relacionados com a remodelação óssea normal. Uma avaliação epidemiológica, social e económica será realizada, para duas das principais patologias associadas a este problema: osteoporose e doença de Paget.

2.1.1. Osteoporose

A osteoporose é uma doença óssea relacionada com um desequilíbrio no *turnover* ósseo, ou seja, entre os processos de reabsorção e formação óssea normais. O número de casos de pacientes com esta doença tem aumentado de forma constante, devido ao crescimento da população envelhecida. À medida que o indivíduo vai envelhecendo, há uma diminuição da massa óssea e consequentemente um maior risco de fraturas [7]. Esta doença afetou mais de 75 milhões de pessoas nos Estados Unidos, Europa e Japão. As mulheres pós-menopáusicas são o público alvo desta doença [8], afetando cerca de 200 milhões de mulheres em todo mundo [7].

A prevalência da osteoporose na União Europeia (UE) é estimada em 27,6 milhões de pessoas, em 2010, sendo que destas, 22 milhões são mulheres e as restantes 5,6 milhões são homens [9]. Uma distribuição destes valores pelos 5 principais países da UE (UE5) é apresentada na Fig. 2.1.

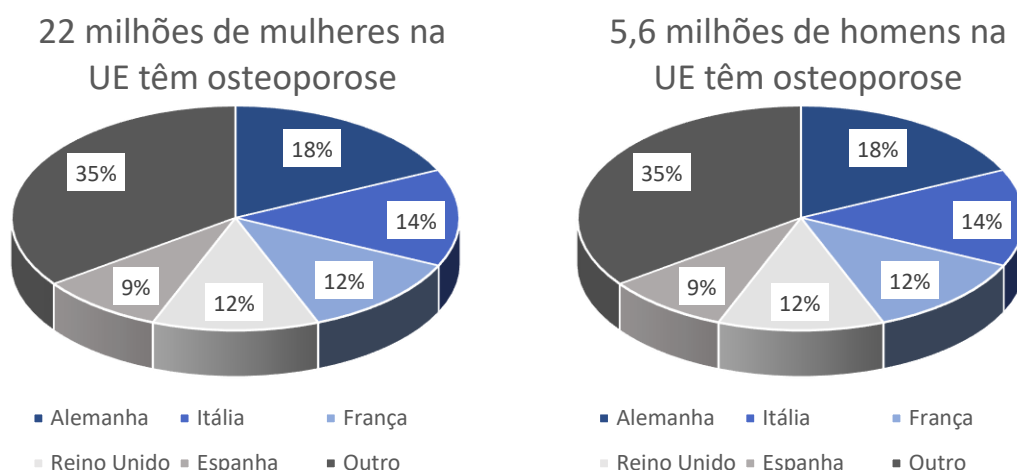


Fig. 2.1 - Distribuição da prevalência da osteoporose, nos cinco países com mais população da UE, em 2010 [9].

A osteoporose é caracterizada pela fragilidade dos ossos, e dessa forma, as principais consequências que advêm desta, são as diversas fraturas ósseas que podem surgir. Estima-se que, uma em cada três mulheres e um em cada cinco homens com mais de 50 anos de idade, no mundo, têm uma fratura devido à osteoporose. As fraturas mais comuns são as da anca, coluna vertebral, antebraço e úmero, sendo que as mais graves são as da anca e da coluna. Nos últimos anos, diversos tratamentos foram desenvolvidos de forma a reduzir o risco de fraturas osteoporóticas. O custo da osteoporose na UE em 2010, foi cerca de € 37 bilhões, que incluem os custos do tratamento de fraturas (66% do custo), prevenção farmacológica (5%) e cuidados com as fraturas a longo prazo (29%). Excluindo os custos com a prevenção farmacológica, as fraturas da anca constituem 54% dos custos, outras fraturas correspondem a 39%, e as fraturas da coluna e do antebraço representam 5% e 2%, respectivamente [9].

2.1.2. Doença de Paget

A doença de Paget é a segunda doença metabólica mais comum, após a osteoporose. Esta doença apresenta áreas de remodelação óssea rápida, em que, há um aumento muito rápido da atividade dos osteoclastos (reabsorção óssea). Em resposta ao aumento da reabsorção óssea, a formação também é acentuada, aumentando assim a atividade dos osteoblastos. Esta atividade leva a um aumento no tamanho do osso, que apresenta uma estrutura sem o padrão lamelar normal, irregular e enfraquecida [10]. Esta doença pode levar a diversas complicações, como fraturas nos ossos, deformidades ósseas (como escoliose, cifose e pernas arqueadas), perda de audição, como resultado de danos nos ossos e nervos que conectam o ouvido ao cérebro, e em casos mais raros, pode levar ao cancro nos ossos. Os locais preferenciais da doença são normalmente a pelve (até 70% dos casos), o fêmur (30-55% dos casos), a coluna vertebral (25-50% dos casos), o crânio (20-40% dos casos) e a tíbia (15-30% dos casos) [11].

Esta patologia é rara em pessoas com menos de 55 anos, sendo que, a prevalência aumenta com a idade. É mais comum em homens do que em mulheres. Ainda não existem certezas quanto às causas desta patologia, porém pensa-se que fatores ambientais e hereditários (cerca de 15% das pessoas com esta doença possuem alguém na família com a doença) têm um papel fundamental no seu desenvolvimento [12].

A incidência da doença de Paget varia com a localização geográfica. Esta patologia afeta majoritariamente pessoas de ascendência europeia, mais especificamente pessoas de ascendência britânica, afetando também países como Austrália, Nova Zelândia e América do

Norte, devido à migração preferencial destes para esses países. No entanto, pessoas de origem africana, asiática ou indiana são menos afetadas [13].

2.2. Anatomia mandíbula

A mandíbula é o osso maior e mais forte do rosto, e situa-se na zona inferior deste. Possui corpo horizontalmente curvo e convexo para a frente, e dois ramos largos que ascendem posteriormente. A mandíbula suporta os dentes inferiores dentro do processo alveolar. Os ramos carregam os processos coronóides e condilares. Cada côndilo articula-se com o osso temporal adjacente na articulação temporomandibular (ATM) [14].

2.2.1. Corpo da mandíbula

O corpo da mandíbula apresenta uma forma tipo U, e tem duas superfícies e duas bordas (Fig. 2.2 e Fig. 2.3). Anteriormente, a superfície externa superior apresenta uma linha média, que indica a sínfise fundida ou a linha de junção das duas partes do osso. A parte inferior desta crista apresenta uma eminência triangular, a protuberância mental, que aumenta lateralmente formando o tubérculo mental. A protuberância mental e os tubérculos mentuais constituem o queixo. O forame mental, a partir do qual o feixe neuro vascular mental emerge, fica abaixo da superfície interna entre os dentes pré-molar e segundo pré-molar, entre as bordas superior e inferior do corpo.

A superfície interna da mandíbula divide-se por uma linha milo-hióidea oblíqua. Acima das extremidades anteriores das linhas milo-hióideas encontram-se as espinhas mentuais, que apresentam uma pequena elevação, muitas vezes dividida em partes superior e inferior.

A borda inferior do corpo, a base, expande-se lateralmente desde a sínfise mandibular para a borda inferior do ramo atrás do terceiro molar.

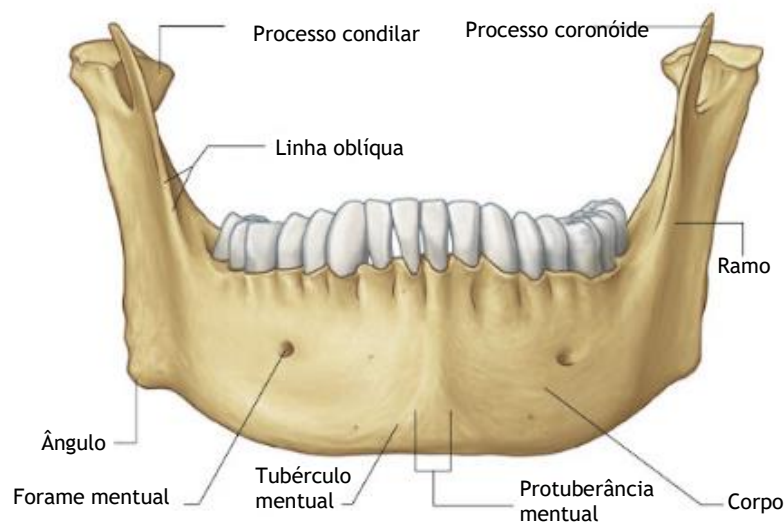


Fig. 2.2 - Vista anterior da mandíbula [14].

A borda superior, a parte alveolar, possui 16 alvéolos para as raízes dos dentes inferiores. A forma e a profundidade das bases dos dentes estão relacionadas com a morfologia das raízes dos dentes mandibulares. Os dentes incisivos, caninos e pré-molares geralmente são suportados

por uma única raiz, enquanto que os três dentes molares contêm duas ou três raízes. A posição e apresentação das raízes do terceiro molar é variável, estas podem estar dispostas mesial, distal, vertical ou horizontalmente, e podem ser bulbosas, divergentes ou convergentes.

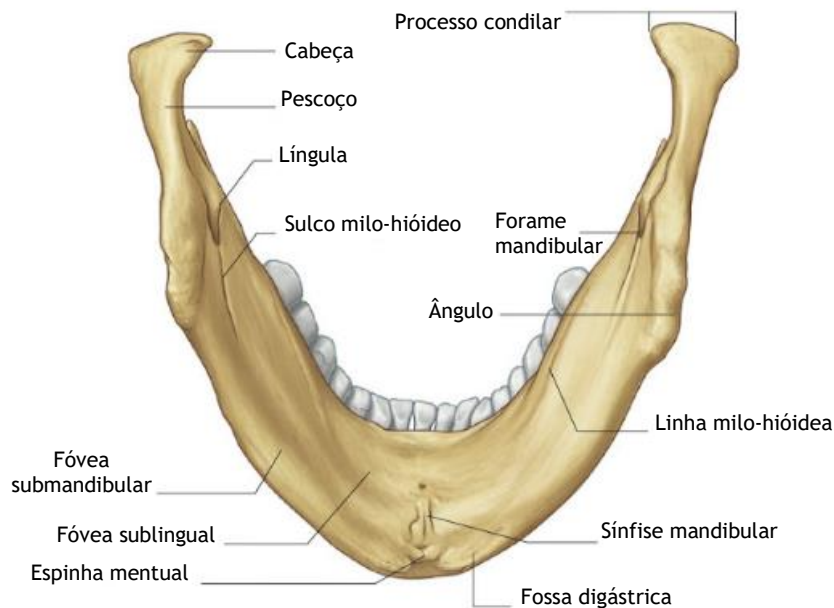


Fig. 2.3 - Vista inferior da mandíbula [14].

2.2.2. Ramo da mandíbula

O ramo da mandíbula apresenta quatro lados, duas superfícies (lateral e medial), quatro bordas (superior, inferior, anterior e posterior) e dois processos (coronóide e condilar) (Fig. 2.3).

A superfície lateral não apresenta muitas características, e tem um cume oblíquo na parte inferior. O forame mandibular, através do qual o feixe neuro vascular alveolar inferior passa com o objetivo de se ligar ao canal mandibular, está localizado entre as bordas anterior e posterior do ramo em relação ao nível com as superfícies oclusais dos dentes. Este é sobreposto por uma espinha afiada e triangular, designada de língula, à qual o ligamento esfeno mandibular se encontra ligado. Abaixo e atrás do forame, encontra-se o sulco do milo-hióideo.

O processo coronóide é uma eminência fina e triangular, enquanto que, o processo condilar é mais espesso e consiste em duas porções: o côndilo e a porção apertada que o suporta, o pescoço (Fig. 2.2 e Fig. 2.3).

Os quatro músculos primários da mastigação inserem-se no ramo e nos seus processos. O masseter encontra-se ligado à superfície lateral, pterigóideo medial está ligado à superfície medial, o temporal é inserido no processo coronóide e o pterigóideo lateral encontra-se ligado ao côndilo (Fig. 2.4).

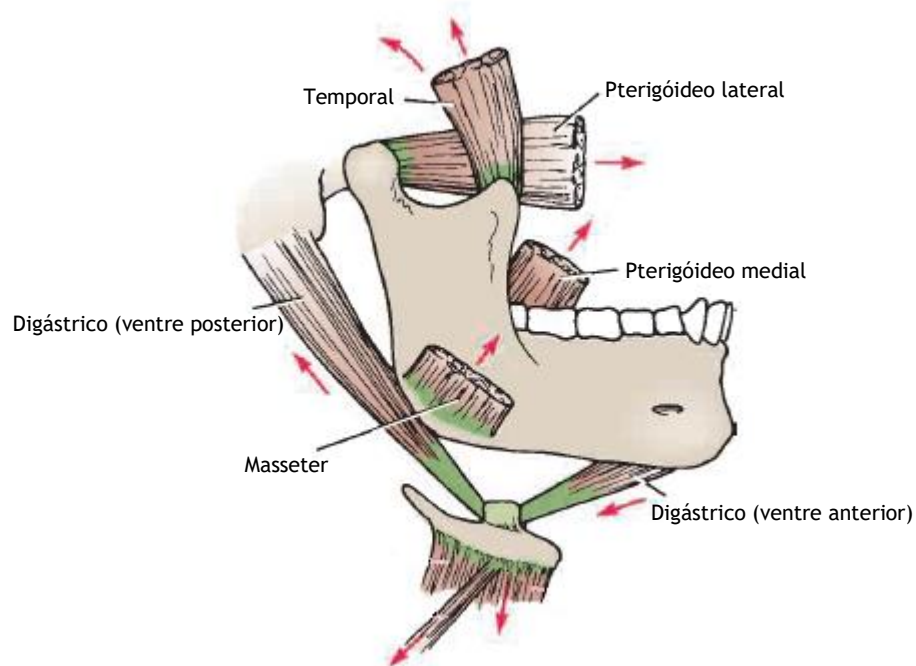


Fig. 2.4 - Ligação dos músculos da mastigação à mandíbula [15].

2.3. Funções do Sistema Esquelético

Os ossos são órgãos vivos que contribuem ativamente para a manutenção do ambiente interno do corpo. O sistema esquelético consiste em ossos e outras estruturas que compõem as articulações do esqueleto. Os tipos de tecidos presentes incluem o tecido ósseo, a cartilagem, e o tecido conjuntivo fibroso, que formam os ligamentos que conectam os ossos entre si [16]. O osso realiza diversas funções biológicas [16], [17], [18], que podem ser divididas em funções mecânicas e metabólicas:

- **Funções mecânicas:**
 - Suporte: é capaz de suportar pesos, e é o principal tecido de suporte do organismo;
 - Proteção: protege os órgãos internos contra lesões;
 - Movimento: os músculos esqueléticos inserem-se nos ossos. Por sua vez, a contração dos músculos faz mover os ossos, originando o movimento do corpo.
- **Funções metabólicas:**
 - Homeostase mineral: O tecido ósseo armazena vários minerais, especialmente o cálcio e fósforo;
 - Produção de células sanguíneas: os ossos contêm cavidades cujo interior está preenchido por medula óssea, que dá origem a células sanguíneas e plaquetas;
 - Armazenamento de triglicerídeos: A medula óssea amarela armazena triglicerídeos, que são uma potencial reserva de energia química.

2.4. Morfologia do osso

A estrutura do esqueleto humano possui 206 ossos, que podem ser classificados com base na sua forma, em quatro tipos principais: osso longo, osso curto, osso plano e osso irregular. Estes tipos de ossos estão representados na Fig. 2.5.

O osso longo apresenta maior comprimento do que largura, e consiste num eixo cilíndrico central, designado de diáfise e duas extremidades arredondadas, chamadas de epífises (Fig. 2.6) [17]. Nos ossos em crescimento, a conexão entre a diáfise e epífise é realizada através da metáfise, pela placa epifisária, que mais tarde irá ser substituída por osso esponjoso, o que fará com que a epífise permaneça fundida na metáfise.

A diáfise é composta principalmente por osso cortical e forma um canal no seu interior, que contém medula óssea amarela (principalmente tecido adiposo). As epífises e a metáfise contêm principalmente osso esponjoso, com uma fina camada de osso cortical. A medula óssea vermelha, responsável pela produção de glóbulos vermelhos, está presente na diáfise e nas epífises dos ossos em crescimento, sendo substituída por medula óssea amarela nos ossos adultos. Nas extremidades do osso longo, encontra-se uma fina camada de cartilagem hialina especializada (cartilagem articular), responsável por fazer a articulação entre os ossos, reduzindo assim o atrito e absorvendo o choque.

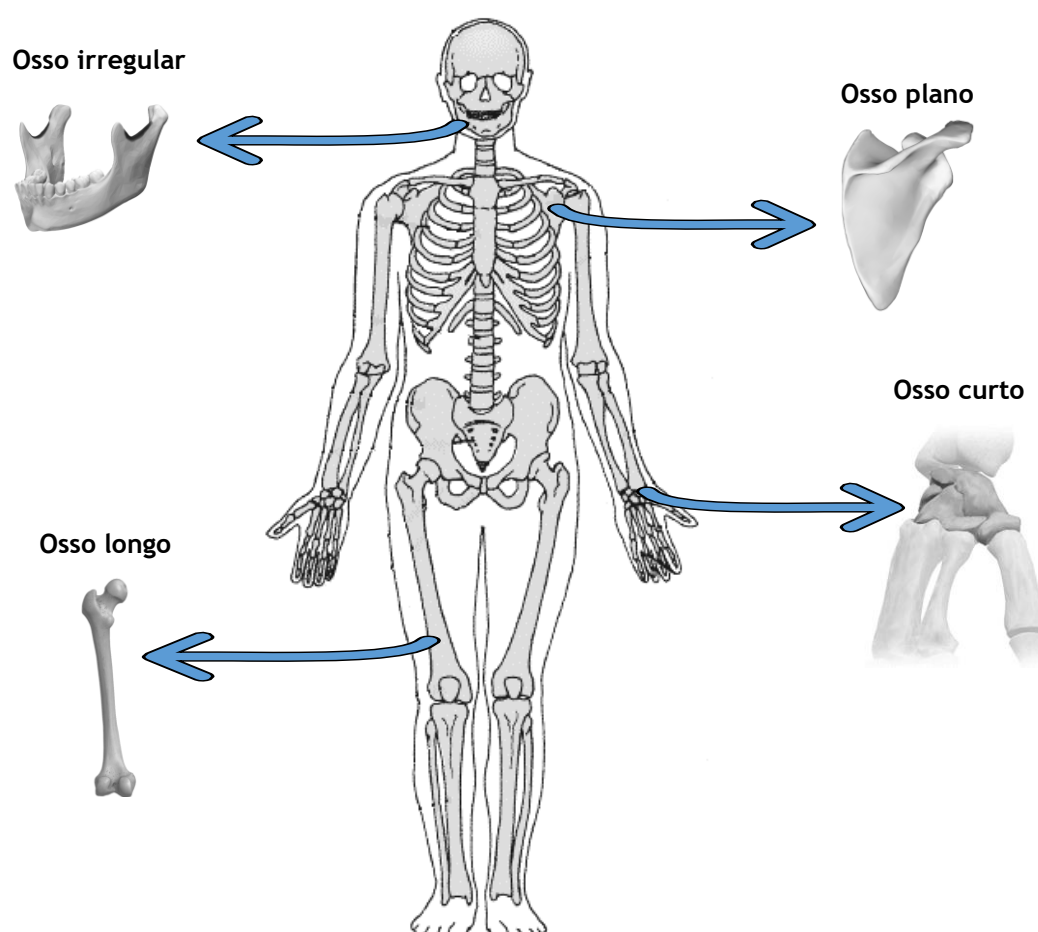


Fig. 2.5 - Principais grupos das formas ósseas. (Adaptado de [15]).

A superfície óssea é coberta pelo perióstio, que consiste numa bainha resistente de tecido conjuntivo fibroso e uma camada interna celular, que permite que o osso cresça em espessura. Esta camada não está presente nas zonas onde ocorre a conexão entre os ligamentos e tendões

com o osso, e nas extremidades revestidas por cartilagem articular. A cavidade medular é revestida por uma fina camada celular designada de endóstio, constituída por células da superfície óssea, como osteoclastos, osteoblastos e células de revestimento ósseo. Alguns exemplos de ossos longos incluem o fêmur, a tíbia e fíbula, o úmero, o cúbito e as falanges.

Os ossos curtos são caracterizados por serem tão largos e espessos, quanto compridos, apresentando uma forma cúbica ou redonda. São constituídos por osso esponjoso, e revestidos por uma camada fina de osso cortical. Exemplos de ossos curtos incluem os ossos do punho (ossos do carpo) [18].

Os ossos planos possuem uma forma relativamente achatada e são geralmente curvados, não possuindo diáfise ou epífise. Estes proporcionam proteção e fornecem superfícies extensas para fixação muscular, e são compostos por duas camadas finas de tecido ósseo cortical, e entre elas uma quantidade variável de osso esponjoso, onde se encontra localizada a medula óssea vermelha. Na fase adulta dos ossos, a maioria dos glóbulos vermelhos são produzidos nos ossos planos. Os ossos classificados como planos, incluem os ossos cranianos (que protegem o cérebro), o esterno e as costelas (que protegem os órgãos do tórax), e a escápula (ombro) [18].

Por fim, os ossos podem ser classificados como irregulares, e apenas pertencem a este grupo quando não se enquadram em nenhuma das categorias anteriores. Apresentam uma forma não uniforme e peculiar, e consistem em uma fina camada de osso cortical, preenchida com osso trabecular. Alguns exemplos de ossos irregulares, são as vértebras e alguns ossos da face, como é o caso da maxila e da mandíbula [18].

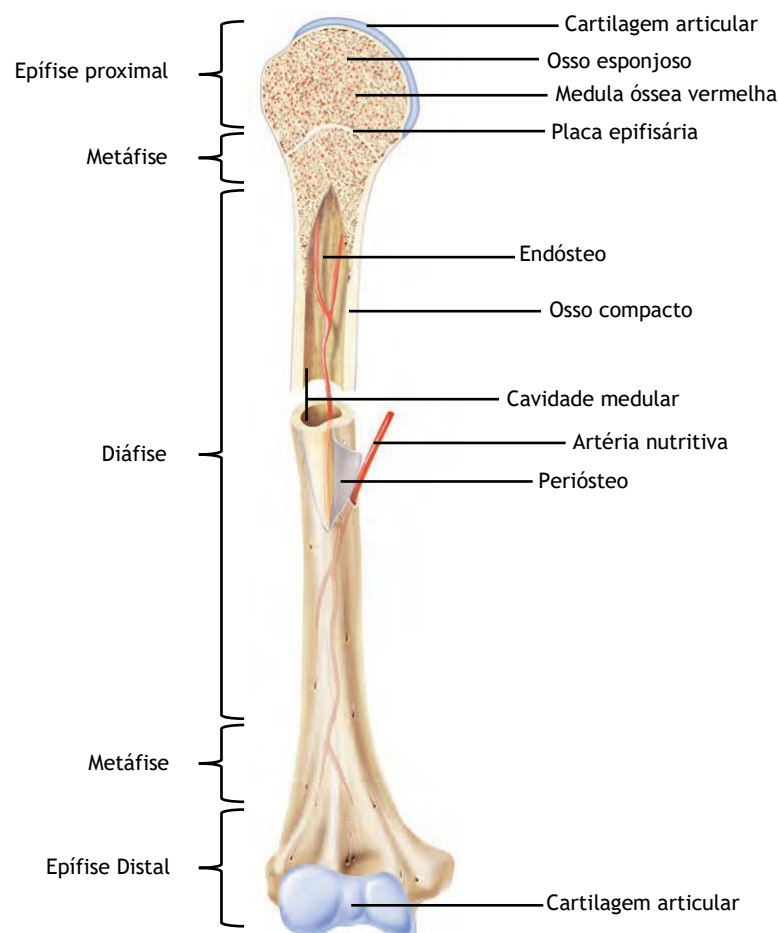


Fig. 2.6 - Partes do osso longo: epífise, metáfise e diáfise [17].

2.5. Composição e estrutura do osso

O tecido ósseo possui um arranjo intrincado de estruturas materiais em diferentes escalas de comprimento, que podem variar desde dimensões nanométricas a macroscópicas. Estas estruturas funcionam em conjunto para realizar uma variedade de funções mecânicas, biológicas e químicas, contribuindo significativamente para a elevada rigidez, força, tenacidade, absorção de energia, peso leve e outras propriedades excepcionais do osso e, portanto, são muito mais complexas do que as estruturas dos materiais de engenharia tradicionais [19].

A estrutura hierárquica do osso, desde o nível nanoestrutural até ao nível macroestrutural, é resumida em detalhe de seguida, e demonstrada na Fig. 2.7 [20].

- **Nanoescala:** o osso, é constituído por fibrilas de colagénio mineralizadas que formam blocos de construção básicos do osso, sendo composto por uma matriz óssea orgânica (principalmente colagénio do tipo I), cristais de hidroxiapatita e água. As fibrilas de colagénio dispõem-se paralelamente ao longo do eixo dos cristais de hidroxiapatita.

- **Sub-microescala:** o osso é composto por fibrilas mineralizadas, que são alinhadas unidireccionalmente, formando o osso lamelar. Este osso é um material compósito, constituído por uma fração inorgânica forte, mas frágil (cristais de hidroxiapatita), reforçada por uma matriz orgânica resistente e flexível (colagénio proteico).

- **Microescala:** o osso lamelar faz parte da organização e constituição do osso cortical e esponjoso. No osso cortical as lamelas organizam-se em cilindros concêntricos, formando os ósteons de aproximadamente 200 a 300 μm de diâmetro e aproximadamente vários milímetros de comprimento, que se encontram alinhados ao longo do eixo do osso. Cada ósteon contém no centro do seu eixo um vazio cheio de lúmen, com um diâmetro de aproximadamente 40 μm . Dentro do lúmen, há um vaso sanguíneo que fornece nutrientes para as células ósseas na vizinhança desse ósteon, este sistema de interligação é designado de canal de Haversian. Por sua vez, no osso trabecular, as lamelas estão organizadas quase paralelamente à sua direção longitudinal, reunindo-se em forma de trabéculas. Cada trabécula apresenta uma forma crescente e com cerca de 50 μm de espessura e 1mm de comprimento.

- **Mesoescala:** devido à diferente disposição das lamelas, existem duas classes principais de tecido ósseo que contribuem significativamente para a resistência estrutural do sistema esquelético: o osso cortical e trabecular. O osso cortical compreende 80% do esqueleto humano, e é o tecido duro na superfície externa das estruturas ósseas. Este é denso e compacto, conferindo resistência mecânica e proteção. Não contém medula e os seus vasos sanguíneos são microscopicamente pequenos. O osso trabecular, abrange 20% da massa esquelética, e consiste numa rede de filamentos rígidos, interligados, designados de trabéculas, intercaladas com medula e uma grande quantidade de pequenos vasos sanguíneos.

- **Macroescala:** A junção do osso cortical e trabecular, forma a estrutura óssea total, em que o primeiro envolve o segundo [21].

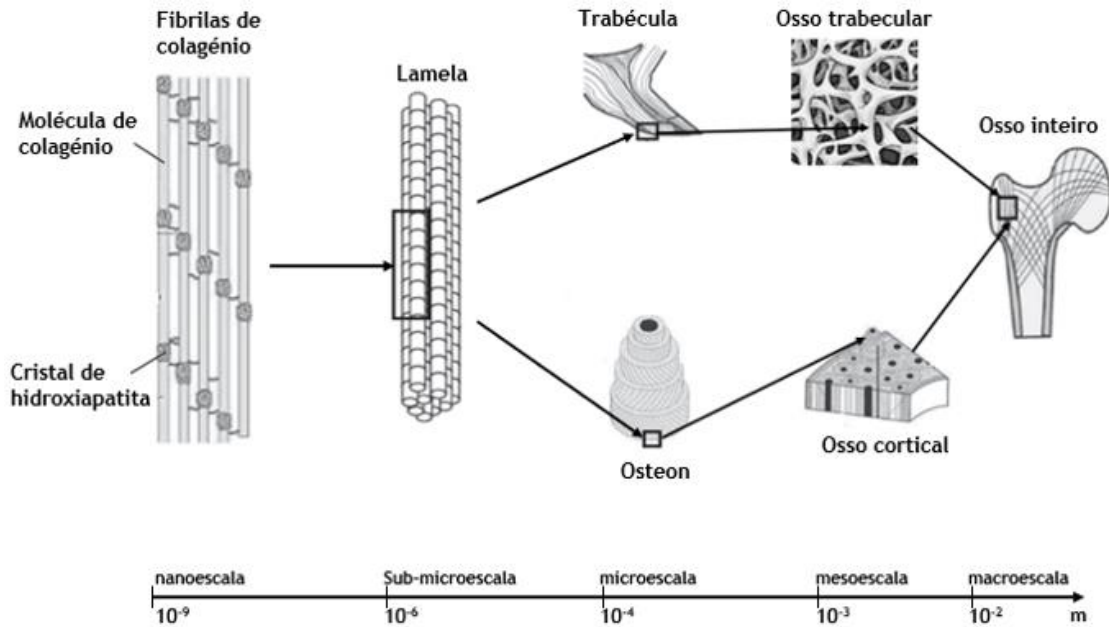


Fig. 2.7 - Estrutura hierárquica do osso, desde a nanoescala até à macroescala. (Adaptado de [20]).

2.6. Composição da matriz óssea

A componente orgânica e inorgânica (mineral) do osso compõe, respetivamente, 30% e 70% do peso seco do osso (Fig. 2.8). A composição do osso depende de diversos fatores como a idade, sexo, função fisiológica e carga mecânica, tornando assim o osso uma estrutura muito heterogênea, com a necessidade de vascularização, aumentando assim a complexidade do tecido [19].

A células ósseas correspondem a uma pequena porção (2%) de toda a componente orgânica do osso, sendo o colagénio (predominantemente do tipo I) o principal constituinte orgânico do osso, que juntamente com proteínas não colagénias, formam a matriz orgânica (98%). Embora constituam apenas uma pequena porção, as proteínas não colagénias desempenham um papel fundamental na regulação da proliferação de osteoblastos, metabolismo, produção e mineralização da matriz óssea. As principais proteínas encontradas no osso incluem a osteocalcina, osteonectina, osteopontina e sialoproteína óssea [22].

A componente inorgânica ou mineral do osso (70% do peso seco), consiste principalmente em hidroxiapatita rica em carbonato, chamada de apatite óssea, que apresenta um arranjo menor e menos perfeito que a hidroxiapatita pura, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Devido às suas imperfeições cristalinas, a apatite óssea é mais solúvel que a hidroxiapatita pura e, portanto, é mais adequada para a atividade metabólica e para a troca com fluidos corporais. Outros minerais, como o magnésio, sódio, potássio, cloreto, fluoreto e estrôncio, estão presentes na matriz óssea, e têm a capacidade de conferir à estrutura óssea a dureza, rigidez e o alto estímulo de compressão final [23].

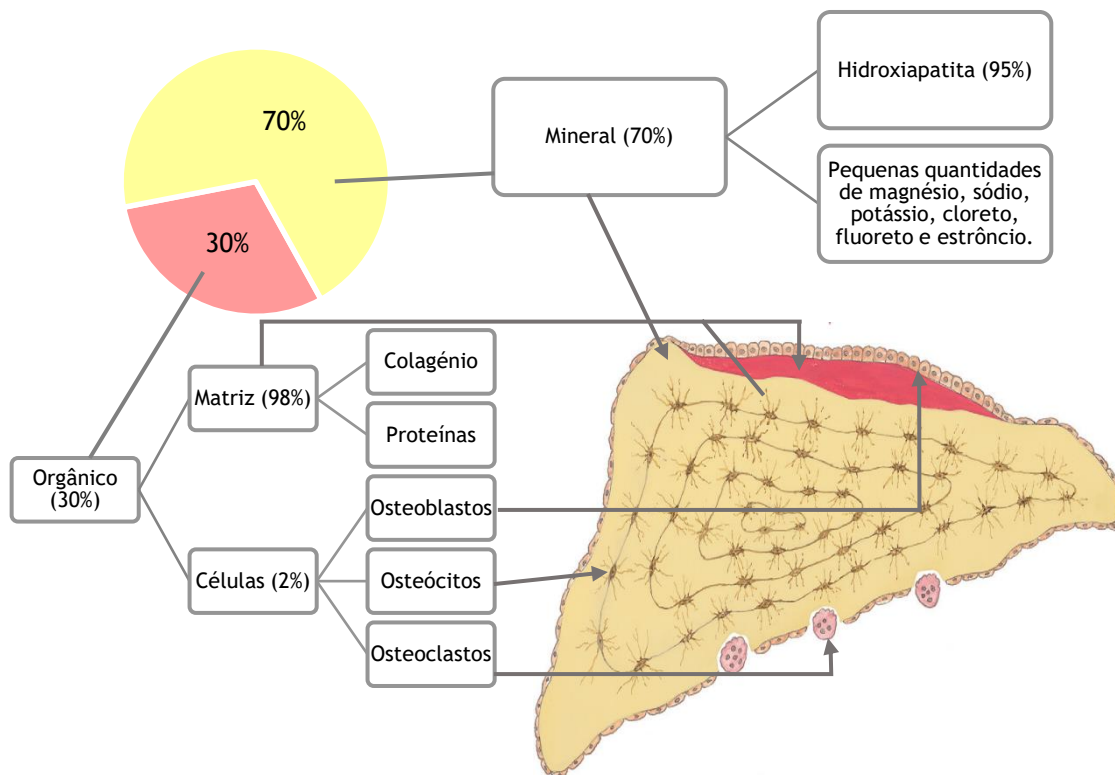


Fig. 2.8 - Composição da matriz óssea. (Adaptado de [22]).

2.7. Células ósseas

Existem quatro tipos principais de células ósseas: os osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e células de revestimento ósseo.

Os osteoblastos são células que apresentam uma forma arredondada e são responsáveis pela formação do osso. Estes são encontrados ao longo da superfície óssea como um aglomerado de células e são produzidos por células mesenquimais, que também são capazes de produzir adipócitos e células de suporte de medula [24]. O osteoblasto é responsável pela produção dos constituintes da matriz óssea, que ocorre em fases sucessivas. Primeiro ocorre a produção de uma matriz orgânica designada de osteóide. Assim, os osteoblastos segregam e sintetizam os principais elementos estruturais do osteóide, e de seguida, regulam a sua montagem numa matriz organizada, onde facilitam a deposição de sais minerais [23]. Após completada a síntese da matriz, aproximadamente 15% dos osteoblastos maduros ficam presos na nova matriz, e diferenciam-se os osteócitos, os restantes, permanecem na superfície do osso, dando origem às células de revestimento achatadas, ou então, podem sofrer morte celular programada (apoptose) [25].

Diversos estudos indicaram que os osteócitos são críticos na transdução de sinais mecânicos [26]. Os osteócitos estão presos nos poros da matriz óssea formada pelos osteoblastos, e permanecem em contacto com as células de revestimento e com osteócitos vizinhos através de processos celulares longos com microfilamentos, que se conectam por meio de junções *gap*, formando então, uma rede de canaliculos finos. Este conjunto de células interligadas forma uma rede complexa dentro do osso que funciona como mecano-sensor, convertendo energia mecânica em sinais elétricos e bioquímicos [26], permitindo assim, uma resposta metabólica a estímulos mecânicos, ou o recrutamento específico de osteoclastos para sítios onde há falta destes [23]. Os osteócitos são capazes de detetar estímulos mecânicos através de mudanças no

fluxo de fluido intersticial como consequência de uma força mecânica provocando, consequentemente, tensões de corte nos osteócitos [23].

Os osteoclastos são células multinucleadas especializadas na reabsorção óssea e são derivadas de células hematopoiéticas de monócitos/macrófagos [27]. Geralmente encontram-se em contacto com a superfície óssea dentro de uma lacuna, designada de Howship, como resultado da sua própria atividade de reabsorção [25]. Estas células ligam-se à superfície óssea mineralizada e iniciam o processo de reabsorção pela secreção de enzimas lisossômicas, principalmente a catepsina K, que é capaz de degradar a matriz óssea [24]. O processo de reabsorção encontra-se esquematizado na Fig. 2.9 [28].

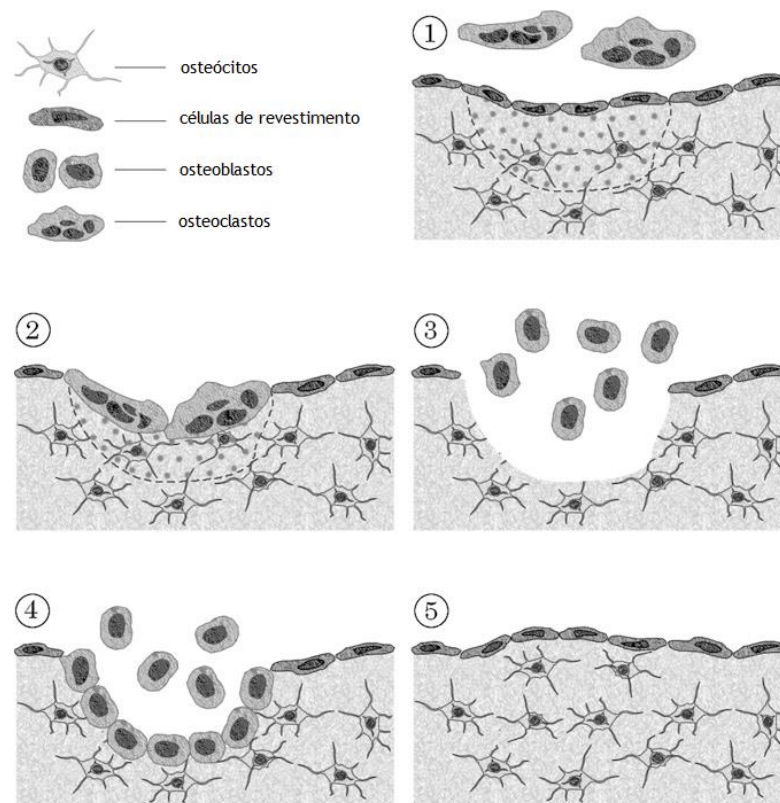


Fig. 2.9 - Processo de reabsorção óssea [28].

2.8. Processo biológico da remodelação óssea

O osso é um órgão metabolicamente ativo que está sujeito a remodelação ao longo do seu ciclo de vida, sendo responsável: pela manutenção da massa óssea; pela reparação de danos microscópicos em regiões específicas (com o objetivo de evitar a acumulação de danos por fadiga e consequentemente fraturas); e pela preservação das suas funções metabólicas de armazenamento de cálcio e fósforo (homeostase mineral) [29], [30].

A remodelação do tecido ósseo depende da interação de duas linhagens celulares, a linhagem osteoblástica mesenquimal e a linhagem osteoclástica hematopoiética, organizadas em unidades multicelulares básicas (BMU's), que realizam um processo de *turnover* ósseo, que consiste na reabsorção e formação de osso [31]. As BMU's no osso cortical e trabecular apresentam uma organização estrutural diferente, porém essas diferenças são apenas morfológicas e não biológicas. A remodelação do tecido ósseo trabecular constitui cerca 25%, enquanto que no osso cortical constitui 2 a 3% [32], [33], [25], [34].

O ciclo de remodelação inclui três fases principais que seguem a seguinte sequência: reabsorção, reversão e formação. Na primeira fase, ocorre a migração dos pré-osteoclastos mononucleares para a superfície óssea, onde se formam os osteoclastos multinucleares. De seguida, ocorre uma fase de 1 a 2 semanas, entre a conclusão da reabsorção e o início da formação, em que a superfície óssea não contém osteoclastos, mas sim, células mononucleares, que preparam a superfície para a formação óssea. Por fim ocorre a formação óssea em duas etapas: a síntese da matriz (osteóide) e a mineralização extracelular [23], [25]. A atividade destas células é regulada por um conjunto de hormonas, citocinas, bem como o carregamento mecânico, e existe uma regulação sistémica e local da função das células ósseas [34]. Nas subsecções seguintes, a regulação local e sistémica da função das células ósseas, será detalhadamente explicada.

2.8.1. Regulação local

A compreensão dos mecanismos moleculares que regulam a formação e ativação dos osteoclastos, avançou rapidamente desde a descoberta do sistema de sinalização de citocinas da família do fator de necrose tumoral (TNF): o recetor de ativação do ligando NF- κ B (RANKL), o seu recetor (RANK) e a osteoprotegerina (OPG) que atua como recetor antagonista [35]. Os precursores de osteoblastos expressam a molécula RANKL, ou fator de diferenciação de osteoclastos, que ao interagir com o recetor RANK, que se encontra nas células pré-osteoclastos, irá resultar na ativação, diferenciação e fusão de células hematopoiéticas da linhagem de osteoclastos, de forma a estes poderem iniciar o processo de reabsorção [24], [25]. Porém os efeitos de RANKL podem ser bloqueados pela terceira molécula já mencionada, OPG, que atua como chamariz da molécula RANKL, inibindo desta forma a produção de osteoclastos e induzindo a sua apoptose [36]. Outra molécula importante para o desenvolvimento de osteoclastos, expressa nos precursores de osteoblastos, é o fator de estimulação de colónias de macrófagos (M-CSF), esta molécula é imperativa para a maturação de macrófagos, e quando se liga ao seu recetor, c-Fms, nos precursores de osteoclastos, proporciona os sinais necessários para a sua sobrevivência e proliferação. Assim, a expressão de M-CSF causa proliferação de precursores de osteoclastos, enquanto que, RANKL estimula o grupo de precursores expandidos com M-CSF para se comprometer com o fenótipo dos osteoclastos [37].

Para além destes fatores locais autocrinos e paracrinos, várias citocinas locais e fatores de crescimento modulam o sistema OPG/RANKL/RANK, atuando como estimuladores ou inibidores da reabsorção e formação óssea [34]. Por exemplo, o fator de crescimento beta (TGF- β) aumenta a formação óssea, em co-culturas de osteoclastos e osteoblastos, através da indução da osteoprotegerina, a proteína que inibe a formação e função dos osteoclastos. Porém, na ausência de osteoblastos a TGF- β aumenta significativamente a formação de osteoclastos [38]. Outros exemplos incluem várias interleucinas (por exemplo, interleucina-1, -4, -6, -7, -13, -17), fatores de crescimento semelhantes a insula I e II e prostaglandina E₂.

2.8.2. Regulação sistémica

Várias hormonas sistémicas têm um efeito no *turnover* ósseo, sendo que a mais importante na manutenção da homeostase do cálcio é a hormona paratiroide (PTH). Esta mantém as concentrações séricas de cálcio e é um potente estimulador da reabsorção óssea e tem efeitos bifásicos na sua formação. Quando a PTH é administrada de forma contínua estimula a reabsorção óssea, pois ativa a produção de RANKL e inibe a produção de OPG; quando administrada de forma intermitente induz a formação óssea, pois nestas condições as alterações no RANKL e OPG são apenas transitórias, ou muitas vezes nem ocorrem, favorecendo assim a resposta dos osteoblastos à PTH no osso [39]. Por outro lado, a forma biologicamente ativa da vitamina D3, 1,25-dihidroxitamina D3 (calcitriol), é necessária para a absorção intestinal de cálcio e fosfato, como também exerce um efeito inibidor tônico na síntese de PTH

[40]. Esta estimula a reabsorção osteoclástica pois induz os precursores osteoclásticos a tornarem-se osteoclastos.

Outra hormona bastante importante na manutenção do *turnover* ósseo normal é o estrogénio. Este diminui a capacidade de resposta dos pré-osteoclastos a RANKL, diminuindo a formação de osteoclastos, e consequentemente diminuindo a reabsorção óssea; e também é capaz de estimular a proliferação de osteoblastos, aumentando a formação óssea. Uma deficiência nos níveis de estrogénio está associada à osteoporose após a menopausa, em que há um aumento da reabsorção óssea (vida útil dos osteoclastos aumenta), e uma diminuição da formação óssea (vida útil dos osteoblastos diminuiu) [25], [41].

Outras hormonas sistémicas, como o sistema de hormonas de crescimento IGF (fator de crescimento semelhante à insulina), são importantes na regulação do crescimento ósseo, sendo que, estas podem estimular a formação e reabsorção óssea [42]. Os glucocorticoides têm efeitos tanto estimuladores como inibidores nas células ósseas, sendo essenciais para a maturação dos osteoblastos, porém diminuem a sua atividade; no entanto, os efeitos indiretos dos glucocorticoides na absorção de cálcio e na produção de hormonas sexuais, podem aumentar a reabsorção óssea [25], [24], [35]. Por sua vez, a hormona da tiroide pode estimular tanto a reabsorção como a formação do osso e é crítica para a manutenção da remodelação óssea normal [24].

Assim, conforme foi discutido, a tensão mecânica, hormonas sistémicas e fatores locais exercem uma influência direta e/ou indiretamente relacionada com o equilíbrio de RANKL e OPG no mecanismo de regulação da remodelação óssea. Considera-se que os osteócitos convertem os estímulos mecânicos em respostas metabólicas, organizando o *turnover* ósseo sob tensão mecânica e imobilização. Uma vez que estes são descendentes de osteoblastos, eles possuem capacidades paracrinas semelhantes, os que lhes permite inibir a produção de RANKL e aumentar a concentração de OPG, quando há tensão mecânica, o que diminuiu, consequentemente, a atividade osteoclástica, aumentando a massa óssea [34]. Na Fig. 2.10 observa-se um esquema que retrata o mecanismo de regulação da formação e atividade dos osteoclastos.

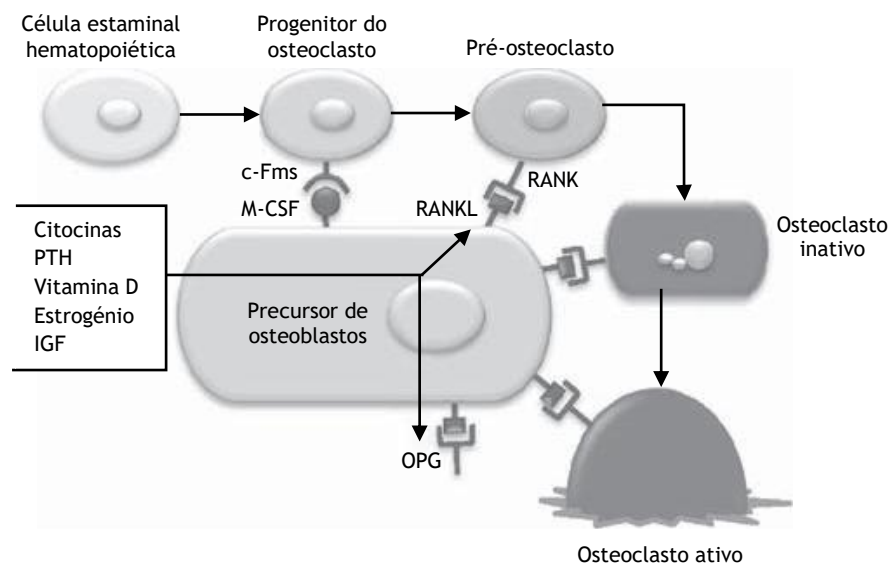


Fig. 2.10 - Regulação da formação e atividade dos osteoclastos [34].

2.9. Qualidade óssea

Através da descrição realizada por Lekholm e Zarb [43] em 1985 para a região anterior da maxila, os ossos podem ser agrupados quanto à sua qualidade em quatro classes distintas (Fig. 2.11). O osso pertencente à primeira classe é composto principalmente por osso compacto homogêneo. Enquanto que, o tipo ósseo 2 apresenta uma camada espessa de osso compacto, que circunda osso trabecular denso. O osso da terceira classe apresenta uma fina camada de osso cortical que rodeia o osso trabecular denso de força variável. O osso de qualidade 4 apresenta, tal como para a qualidade 3, uma fina camada de osso cortical que envolve osso trabecular de baixa densidade. Adicionalmente, através da Fig. 2.12, pode-se verificar que os tipos 1 e 2 apresentam um módulo de elasticidade alto, enquanto os tipos 3 e 4 possuem um córtex fino e um módulo de elasticidade baixo, com baixa densidade trabecular [44].

A maxila apresenta um osso do tipo 3 nas regiões anterior e pré-molar, e tipo 4 na região molar. A mandíbula, por sua vez, pode apresentar um osso tipo 1 anteriormente e um osso tipo 2 e 3 na região posterior [45]. Ocorrem maiores falhas de implante no osso de tipo 4 [46], e dessa forma é necessário considerar as características do implante, com o objetivo de melhorar a taxa de sucesso nos casos em que a qualidade óssea é menos favorável.

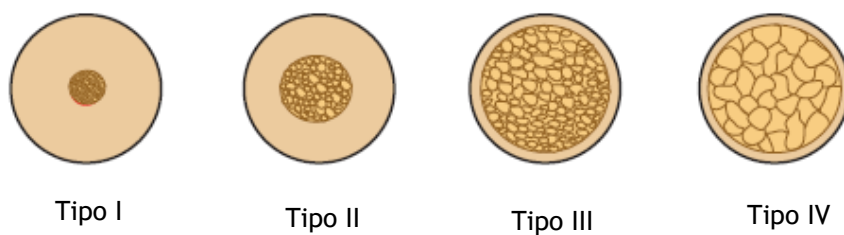


Fig. 2.11 - Classificação da qualidade óssea [47].

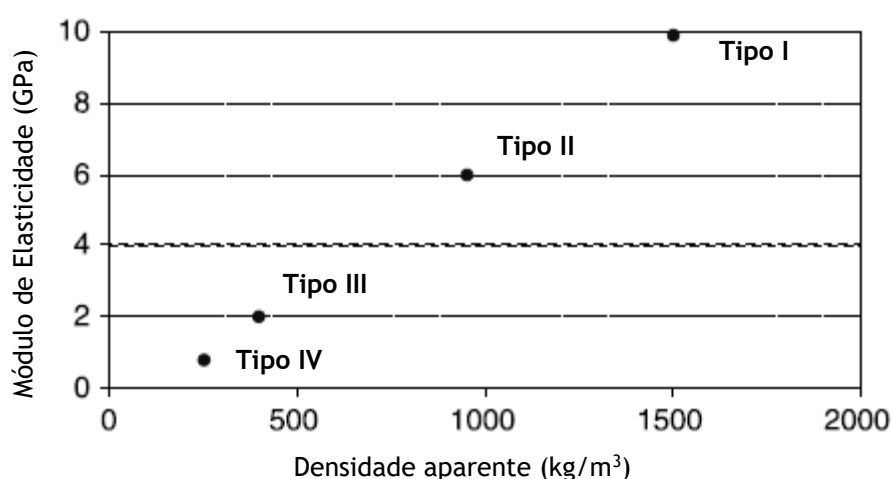


Fig. 2.12 - Correlação entre o Módulo de Elasticidade e a Densidade óssea aparente [44].

2.10. Propriedades materiais do osso

Os ossos do corpo humano são compostos, na maioria dos casos, por um invólucro estrutural, que consiste em osso cortical, preenchido com uma rede tridimensional composta por placas e colunas de osso, designada de osso trabecular. Esta classificação do osso, em cortical e trabecular, é baseada na porosidade óssea, que consiste na proporção entre o volume da amostra ($V_{amostra}$) pelo volume ocupado por tecido não mineralizado (V_{poros}),

$$porosidade = \frac{V_{poros}}{V_{amostra}} \quad (2.1)$$

O osso cortical apresenta uma porosidade que varia entre 5% a 30%, enquanto que a porosidade no osso trabecular pode variar entre 30% a mais de 90%.

A densidade aparente (ρ_{app}), por sua vez, é definida como a massa do tecido hidratado ($m_{amostra}$), pelo volume do tecido da amostra ($V_{amostra}$).

$$\rho_{app} = \frac{m_{amostra}}{V_{amostra}} \quad (2.2)$$

A partir da densidade óssea compacta inicial ($\rho_0 = 2,1 \text{ g/cm}^3$) é possível obter a densidade aparente (ρ_{app}), pela seguinte expressão [48]:

$$\rho_{app} = \rho_0 \cdot (1 - porosidade) \quad (2.3)$$

Na literatura encontram-se diversos estudos, que relacionam as propriedades mecânicas do osso com a composição e respetiva densidade óssea [48], [49], [50], [51], [52]. Um desses estudos foi realizado por Carter e Hayes [53] que, ao analisarem o osso cortical e esponjoso, descobriram que o módulo de elasticidade era proporcional ao cubo da densidade aparente, densidade essa, que eles supunham ser o inverso da porosidade.

$$E = 3790 \varepsilon^{0,06} \rho^3 \quad (2.4)$$

onde E é o módulo de elasticidade em MPa, ρ é a densidade aparente em g/cm^3 e ε é a taxa de deformação, por segundo. Este modelo matemático é capaz de prever as propriedades mecânicas do osso, porém, não considera a influência da microestrutura óssea e os comportamentos mecânicos em diferentes direções.

Algumas propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular estão resumidas na Tab. 2.1.

Tab. 2.1 - Propriedades mecânicas do osso [54].

Propriedades	Tecido ósseo	
	Cortical	Trabecular
Módulo de elasticidade (GPa)	12 - 20	0.05 - 0.5
Resistência à tração (MPa)	50 - 150	10 - 20
Resistência à compressão (MPa)	170 - 193	7 - 10
Resistência à fratura ($\text{MPa m}^{1/2}$)	2 - 12	0.1
Densidade (g/cm^3)	18 - 22	0.1 - 1.0
Densidade aparente (g/cm^3)	1.8 - 2.0	0.1 - 1.0
Superfície/volume ósseo (mm^2/mm^3)	2.5	20
Volume ósseo total (mm^3)	1.4×10^6	0.35×10^6
Superfície interna total (mm^2)	3.5×10^6	7.0×10^6

2.10.1. Lei Material de Lotz

Os ossos cortical e trabecular são materiais anisotrópicos, ou seja, as suas propriedades mecânicas dependem da direção de carregamento, e verifica-se que estes são mais rígidos e fortes na direção de carregamento primária, no entanto, o grau de anisotropia varia de acordo com o local anatômico e com o carregamento funcional [55]. A anisotropia do tecido ósseo oferece maior resistência a cargas aplicadas no sentido do carregamento primário, para uma determinada quantidade de tecido, isto significa que, para cargas com direções diferentes, o tecido ósseo apresenta uma menor capacidade de resistência. Este aspeto é importante na medida em que, durante o impacto após uma queda (trauma) ou após a colocação de um implante, o osso está sujeito a cargas em diferentes direções e magnitudes, diferentes das decorrentes de atividades habituais, logo a sua resposta a estas cargas irá ser diferente, e poderá proporcionar, em muitos casos, fratura do osso ou perda óssea.

Lotz [56] foi um dos primeiros investigadores a considerar o comportamento ortotrópico do osso, sugerindo diferentes leis materiais para o comportamento do osso cortical e do osso trabecular. Foi então, possível determinar o módulo de elasticidade (Eq. (2.5)) e a tensão última compressiva (Eq. (2.6)), para o tecido ósseo cortical e trabecular, nas direções axial e transversal, usando apenas a densidade aparente (ρ_{app}):

$$E_i = a_1 \cdot (\rho_{app})^{a2} \quad (2.5)$$

$$\sigma_i^c = a_3 \cdot (\rho_{app})^{a4} \quad (2.6)$$

onde E_i é o módulo de elasticidade em MPa, σ_i^c é a tensão última compressiva em MPa, ρ_{app} é a densidade aparente em g/cm³, e i corresponde à direção, que pode ser axial ou transversal. Os coeficientes $a1$, -2 , -3 e -4 para o osso cortical e trabecular, nas direções axial e transversal, estão representados na Tab. 2.2.

Tab. 2.2 - Coeficientes da Lei de Lotz.

Tecido ósseo	Direção	$a1$	$a2$	$a3$	$a4$
Cortical	Axial	2,065E+03	3,090E+00	7,240E+01	1,880E+00
	Transversal	2,314E+03	1,570E+00	3,700E+01	1,510E+00
Trabecular	Axial	1,904E+03	1,640E+00	4,080E+01	1,890E+00
	Transversal	1,157E+03	1,780E+00	2,140E+01	1,370E+00

2.10.2. Lei Material de Belinha

Posteriormente, vários outros autores investigaram a influência de outras variáveis nas propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular, tal como no trabalho de Belinha e colaboradores [5], no qual foi proposta uma nova lei ortotrópica com base nos dados experimentais do trabalho de Zioupos [57]. Concluíram que a lei que rege o comportamento mecânico é a mesma tanto para o osso cortical como para o osso trabecular.

Através deste trabalho de Belinha [5] é possível classificar o osso de acordo com a densidade aparente, sendo que, $\rho_{app} \leq 1,3 \text{ g/cm}^3$ corresponde ao osso trabecular, e quando $\rho_{app} > 1,3 \text{ g/cm}^3$ corresponde a osso cortical, onde os valores mínimos e máximos encontrados para a densidade aparente foram 0,1 g/cm³ e 2,1 g/cm³, respetivamente. Os dados experimentais do trabalho de Zioupos [57] estão representados na Fig. 2.13.

Através do trabalho realizado por Zioupos [57] e Lotz [56], Belinha [5] propôs uma nova lei matemática ortotrópica, unificada para o osso cortical e trabecular. Assim o módulo de elasticidade na direção axial é obtido, através da seguinte expressão:

$$E_{axial} = \sum_{j=0}^3 a_j \cdot (\rho_{app})^j \text{ se } \rho_{app} \leq 1,3 \text{ g/cm}^3 \quad (2.7)$$

$$E_{axial} = \sum_{j=0}^3 b_j \cdot (\rho_{app})^j \text{ se } \rho_{app} > 1,3 \text{ g/cm}^3 \quad (2.8)$$

onde os coeficientes a_j e b_j estão representados na Tab. 2.3. Note-se que Belinha, propôs também curvas matemáticas para o módulo de elasticidade na direção transversal (E_{trans}) e tensão de compressão última na direção axial (σ_{axial}^c) e transversal (σ_{trans}^c), com base nos valores do trabalho de Lotz. Assim, os valores de E_{trans} , σ_{axial}^c e σ_{trans}^c são aproximados pelas curvas propostas por esta lei, e são apresentados pelas seguintes equações:

$$E_{trans} = \sum_{j=0}^3 c_j \cdot (\rho_{app})^j \quad (2.9)$$

$$\sigma_{axial}^c = \sum_{j=0}^3 d_j \cdot (\rho_{app})^j \quad (2.10)$$

$$\sigma_{trans}^c = \sum_{j=0}^3 e_j \cdot (\rho_{app})^j \quad (2.11)$$

onde os coeficientes c_j , d_j e e_j estão representados na Tab. 2.3.

Tab. 2.3 - Coeficientes da Lei de Belinha [5].

Coeficiente	$j=0$	$j=1$	$j=2$	$j=3$
a_j	0.000E+00	7.216E+02	8.059E+02	0.000E+00
b_j	-1.770E+05	3.861E+05	-2.798E+05	6.836E+04
c_j	0.000E+00	0.000E+00	2.004E+03	-1.442E+02
d_j	0.000E+00	0.000E+00	2.680E+01	2.035E+01
e_j	0.000E+00	0.000E+00	2.501E+01	1.247E+00

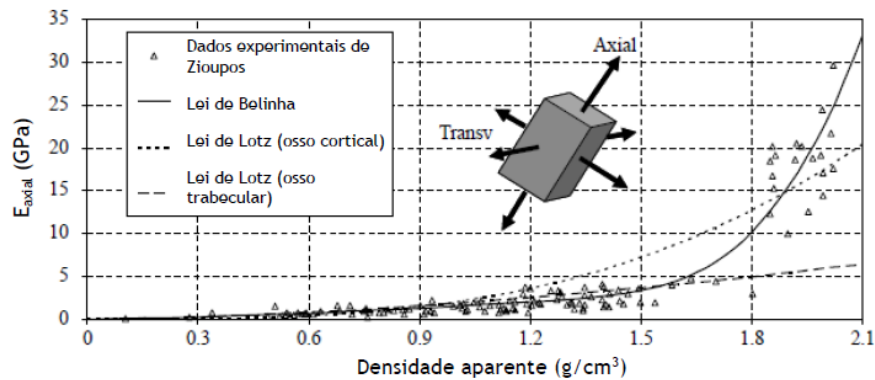


Fig. 2.13 - Módulo de Elasticidade na direção axial. Comparação entre os dados experimentais obtidos no trabalho de Zioupos, a Lei de Lotz para o osso cortical e trabecular, e o modelo matemático proposto por Belinha.

As representações gráficas para o módulo de elasticidade na direção transversal, e para a tensão de compressão última na direção axial e transversal, estão representadas na Fig. 2.14.

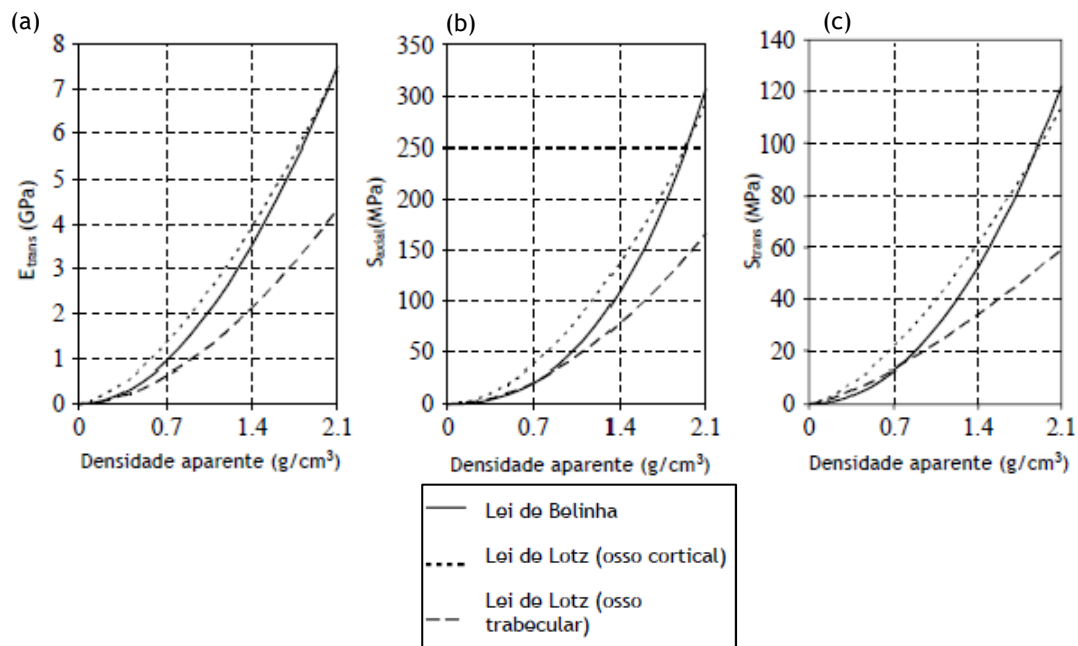


Fig. 2.14 - (a) Módulo de Elasticidade na direção transversal. (b) Tensão de compressão última na direção axial. (c) Tensão de compressão última na direção transversal.

2.11. Modelos de Remodelação Óssea

A maioria dos modelos de adaptação óssea têm sido descritos com base em formulações matemáticas fenomenológicas, ou seja, modelos que procuram descrever o estímulo e a resposta quantitativamente, e que são úteis no desenvolvimento de simulações e previsões de adaptação óssea. Estes modelos são capazes de fornecer informações clínicas úteis, tais como: a orientação para o tratamento de doenças ósseas metabólicas, como a perda de tecido ósseo trabecular em mulheres pós-menopáusicas; e a previsão da distribuição da tensão (e consequentemente correlacionar essa distribuição da tensão com a remodelação óssea em situações de colocação de um implante). Nesta seção irão ser apresentados detalhadamente os modelos mecânicos, no entanto, como estes não contribuem diretamente para a compreensão de base biológica e do processo de adaptação óssea funcional, outros modelos, designados de modelos biológicos, também serão descritos detalhadamente. Por fim, os modelos mecanobiológicos, que consideram tanto os estímulos de carregamento, como as interações biológicas, também serão apresentados.

2.11.1. Modelos Mecânicos

Através dos desenhos da estrutura óssea trabecular propostos por Meyer e Culmann [58], onde observaram que as orientações das trabéculas do osso trabecular do fêmur coincidiam com as principais trajetórias de tensão, Julius Wolff [59] propôs que a tensão mecânica é responsável pela determinação da arquitetura do osso, e que este é capaz de adaptar a sua morfologia a uma carga externa nova.

Uma das primeiras formulações matemáticas da Lei de Wolff foi desenvolvida por Pauwels [60]. Este considerou um estímulo mecânico ótimo de forma a garantir um estado de equilíbrio entre a reabsorção e deposição óssea. Pauwels estava envolvido em estudos de remodelação

superficial de ossos longos, que estão sujeitos principalmente a cargas de flexão, pelo que o estímulo de remodelação, foi assumido como um valor ótimo de tensão axial (σ_n). Assim, os valores de tensão superiores a σ_n levam a um aumento da atividade osteoblástica, e consequentemente à hipertrofia óssea; enquanto que, os valores abaixo de σ_n indicam atrofia óssea. Este modelo foi resumido por Kummer [61], que considerou a variação da massa óssea $\frac{dm}{dt}$, através da seguinte expressão:

$$\frac{dm}{dt} = \theta(\sigma - \sigma_{\max})(\sigma - \sigma_n)(\sigma - \sigma_{\min}) \quad (2.12)$$

onde σ_{\max} e σ_{\min} corresponde à máxima e mínima tensão admissível, respetivamente; σ corresponde à tensão atual, sendo que $\sigma_{\max} \leq \sigma \leq \sigma_{\min}$; $\sigma_n = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2}$; e o coeficiente θ é um parâmetro do modelo, que deve ser obtido experimentalmente.

A partir de 1976, Cowin desenvolveu e publicou uma série de artigos sobre “Elasticidade adaptativa”, onde desenvolveu uma sofisticada teoria contínua que descreve a remodelação óssea (ou seja deposição e reabsorção) como resultado do somatório de reações químicas entre a matriz óssea e fluídos extracelulares [62]. Foi desenvolvido um modelo capaz de prever mudanças de densidade e a reorientação da arquitetura trabecular, através da tensão aplicada no osso e certos parâmetros do osso [63]. O modelo proposto foi baseado em uma relação constitutiva elástica para o osso esponjoso que inclui o tensor de segunda ordem, chamado de tensor estrutural, como uma medida de microestrutura, bem como os tensores de tensão e deformação [64], [65]. Cowin observou que através da remodelação de uma situação em equilíbrio (ou seja, o alinhamento das trabéculas segundo as tensões principais), o produto de qualquer um dos tensores de segundo grau que definem a tensão (T), a deformação (E) e o tensor estrutural (H), devem ser comutativos. Assim, considerando a notação T^0 , E^0 e H^0 , para representar o valor em equilíbrio, temos que:

$$T^0 E^0 = E^0 T^0, T^0 H^0 = H^0 T^0, H^0 E^0 = E^0 H^0 \quad (2.13)$$

Esta teoria pode ser melhor compreendida através da utilização de uma elipsoide, que representa geometricamente os tensores de segundo grau (T, E e H), com o comprimento normalizado dos eixos da elipsoide proporcional aos valores próprios do tensor, e a orientação que representa as direções principais [58]. Através da visualização da Fig. 2.15 e considerando uma primeira situação, que representa o equilíbrio inicial da remodelação, verifica-se o alinhamento das elipsoides que representam a tensão, a deformação e o tensor estrutural. De seguida, após uma perturbação na tensão, verifica-se um novo alinhamento da elipsoide que representa a tensão; a deformação também apresenta uma resposta à mudança de tensão (ou seja, possui um novo alinhamento), porém ainda não se encontra alinhada com a tensão. O tecido ósseo, é incapaz de mudar instantaneamente, e dessa forma mantém o alinhamento original. Por fim, e após algum tempo, o osso trabecular adapta-se à nova tensão, e desta forma, é alcançado um novo estado de equilíbrio na remodelação, onde as elipsoides se encontram novamente alinhadas umas com as outras, porém na nova direção, que é imposta pela nova tensão [63], [23]. Uma desvantagem significativa deste modelo era o elevado número de parâmetros de remodelação óssea necessários, para descrever o comportamento de remodelação.

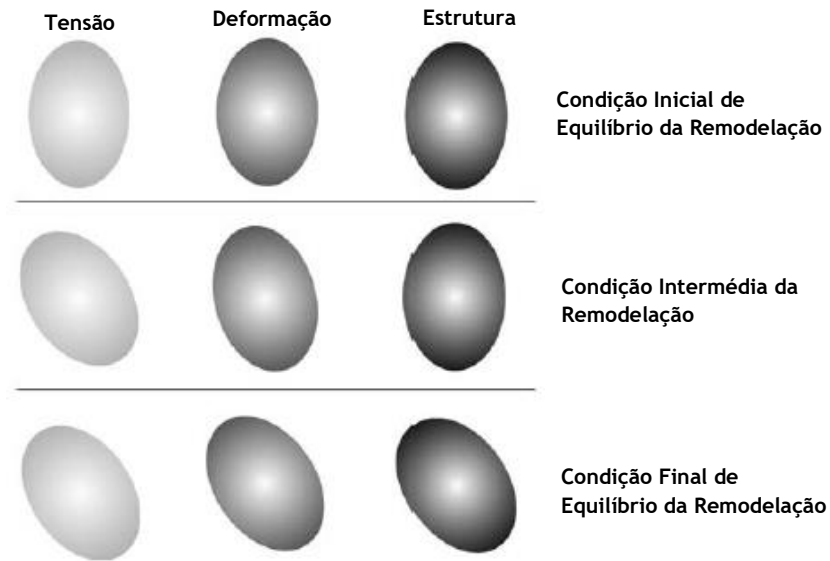


Fig. 2.15 - Descrição intuitiva das ideias de Cowin para o realinhamento trabecular [23].

De forma a minimizar este problema, Huiskes [66] sugeriu que a densidade de energia de deformação (SED) poderia servir como estímulo mecânico, desencadeando um *feedback* das forças externas para o metabolismo ósseo [67]. Assim, a variação da densidade aparente é dada pela Eq.(2.14)(b) em que, qualquer estímulo de remodelação na “lazy zone” não induz a remodelação óssea. Caso contrário, ocorre formação óssea de acordo com a Eq.(2.14)(a) e reabsorção óssea de acordo com a Eq.(2.14)(c).

$$\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} B \left(\frac{U}{\rho} (1+s)K \right), & \text{se } \frac{U}{\rho} (1+s)K > (1+s)K \\ 0, & \text{se } (1s)K \leq \frac{U}{\rho} \leq (1+s)K \\ B \left(\frac{U}{\rho} (1s)K \right), & \text{se } \frac{U}{\rho} (1s)K < (1s)K \end{cases} \quad (2.14)$$

(a)
(b)
(c)

onde ρ representa a densidade aparente do tecido ósseo; $\frac{d\rho}{dt}$ é a taxa de mudança na densidade; B é uma taxa que regula a taxa do processo de remodelação; U é a densidade de energia de deformação; s indica a região da “lazy zone” em torno de um valor limite K , que é um valor de referência do valor SED; e a “lazy zone” descreve o tecido ósseo que não apresenta nenhuma mudança na densidade aparente [68].

O conceito de auto-otimização, foi proposto por Carter e Fyhrie [69]. Primeiro eles assumiram que o material ósseo é anisotrópico e que tende a otimizar a sua integridade estrutural, ou seja, as trabéculas estão alinhadas e a densidade aparente ajustada de forma a otimizar alguma função objetiva. Depois desenvolveram uma teoria que permite prever a densidade aparente do osso e a orientação trabecular para uma descrição contínua do material ósseo trabecular, porém eles apenas consideraram uma única condição de carregamento à qual o corpo é exposto de forma repetitiva. Este tipo de condição de carregamento, ocorre por exemplo, durante a marcha, na fase de postura de um único membro.

Mais tarde, Carter [70], [71], expandiu a abordagem de carga única, e descreveu uma teoria que considera o histórico de carga diário, que é caracterizado em termos de magnitude da tensão, densidade de energia de deformação cíclica e o número de ciclos de carregamento. Neste modelo foi considerado um estímulo mecânico, S_n , que deve estar presente numa região

do osso que não está sujeita a um ganho ou perda líquida de densidade aparente óssea, ou seja, um estado quasi-estacionário no processo de remodelação óssea. Carter assumiu então, que esse estímulo deve ser constante para todo o osso e proporcional à tensão efetiva,

$$S_n \propto \sum_{i=1}^l m_i \bar{\sigma}_i^K \quad (2.15)$$

onde i corresponde ao número de casos de carga considerados, m_i é um fator de ponderação correspondente ao número de ciclos por cada carga, e K corresponde à influência da magnitude do estado de tensão. Desta forma, foram desenvolvidas relações entre a densidade aparente óssea local e o histórico de carga, que assumem que a massa óssea é ajustada em resposta a considerações de força e energia. Foram descritos três critérios de manutenção óssea, que foram formulados com base no tecido ósseo:

- 1) A tensão efetiva, que depende do estado de tensão local de cada caso de carga e da densidade aparente;
- 2) A acumulação de dano por fadiga, que está relacionada com a otimização da força do material;
- 3) Densidade de energia de deformação, que está relacionada com a ideia de que o tecido ósseo tenta maximizar a sua rigidez. O SED correlaciona a densidade aparente (ρ_{app}) com a energia de deformação local (U):

$$\rho_{app} \propto \left(\sum_{i=1}^l m_i U_i^K \right)^{\frac{1}{K}} \quad (2.16)$$

Diversos modelos com base nestes estudos foram desenvolvidos, Beaupré [72], [73] modificou e ampliou estas ideias de forma a desenvolver uma teoria de remodelação dependente do tempo. Mais tarde, Petermann [61] sugeriu uma versão melhorada do algoritmo de Carter, a qual é fundamentada no pressuposto de que, a adaptação do tecido ósseo pode ser descrita de forma adequada ao nível contínuo usando parâmetros globais do material e medidas de tensão/deformação. Ainda com base no modelo de Carter, foi desenvolvido um algoritmo de reparação de danos contínuos, por Doblaré [74].

2.11.2. Modelos Biológicos

A modelação matemática é uma ferramenta poderosa para prever resultados de ações múltiplas e simultâneas de fatores autocrinos e paracrinos no processo de remodelação óssea. Apesar de ainda haverem poucos modelos matemáticos que descrevem o processo de remodelação óssea a nível celular, verifica-se um crescente interesse por esta abordagem.

Komarova [31] desenvolveu um modelo matemático em que descreve as interações entre os osteoclastos e osteoblastos e consequentes mudanças na massa óssea em um único local de remodelação óssea. Essas atividades ocorrem em uma unidade multicelular básica e são moduladas por fatores biológicos. Neste modelo, os osteoclastos e osteoblastos produzem fatores locais que são capazes de ativar ou inibir a si mesmos (sinalização autocrina) ou outro tipo de célula (sinalização paracrina). Estes processos são descritos pelos parâmetros g_{ij} , e o efeito produzido encontra-se em detalhe na Tab. 2.4.

Estas premissas resultam num conjunto de equações diferenciais, que ditam as variações no número de osteoclastos $\left(\frac{dx_1}{dt}\right)$ e osteoblastos $\left(\frac{dx_2}{dt}\right)$:

$$\frac{dx_1}{dt} = \alpha_1 x_1^{g_{11}} x_2^{g_{21}} - \beta_1 x_1 \quad (2.17)$$

$$\frac{dx_2}{dt} = \alpha_2 x_1^{g_{12}} x_2^{g_{22}} - \beta_2 x_2 \quad (2.18)$$

onde x_1 e x_2 corresponde ao número de osteoclastos e osteoblastos, respetivamente; α_i são as atividades de produção celular; β_i são atividades de remoção celular; g_{ij} são os parâmetros que descrevem a eficácia dos fatores autocrinos e paracrinos derivados de osteoclastos e osteoblastos.

Uma terceira equação foi considerada, e estabelece a conseqüente mudança na massa óssea $\left(\frac{dz}{dt}\right)$. Neste modelo consideram que as populações de osteoclastos e osteoblastos em condições de estado estacionário não conseguem reabsorver ou formar osso, podendo apenas participar na sinalização autocrina e paracrina. Assim, aumentos nos números de células acima do estado estacionário, foram atribuídos à proliferação e diferenciação de precursores em células maduras, com a capacidade de reabsorver e formar osso. Desta forma, as taxas de reabsorção e formação óssea são proporcionais ao número de osteoclastos e osteoblastos, que excedem os níveis estacionários.

$$\frac{dz}{dt} = -k_1 y_1 + k_2 y_2 \quad (2.19)$$

onde

$$y_i = \begin{cases} x_i - \bar{x}_i, & \text{se } x_i > \bar{x}_i, \\ 0, & \text{se } x_i \leq \bar{x}_i. \end{cases} \quad (2.20)$$

onde z corresponde à massa óssea total; k_i são as atividades normalizadas de reabsorção e formação no osso; \bar{x}_i são o número de células em estado estacionário inicial; e y_i corresponde ao número de células que reabsorvem ou formam ativamente osso.

Tab. 2.4 - Descrição dos fatores que regulam os efeitos na dinâmica das células ósseas, considerados no modelo de Komarova. A identificação do parâmetro de cada fator é considerada nas equações do modelo.

	Tipo de sinalização	Fator	Efeito produzido	Parâmetro
Osteoclastos	Autocrina	TGF β	Estimulação da formação de osteoclastos	g_{11}
	Paracrina	RANKL	Estimulação da formação de osteoclastos	g_{21}
		OPG	Inibição da formação de osteoclastos	g_{21}
Osteoblastos	Autocrina	IGF	Estimulação da formação de osteoblastos	g_{22}
	Paracrina	TGF β	Estimulação da formação de osteoblastos	g_{12}

Por fim, este modelo é capaz de prever diferentes modos de comportamento: a remodelação óssea direta e aleatória, e a remodelação óssea numa patologia, como por exemplo, a doença de Paget.

Outros estudos foram desenvolvidos, por exemplo, Komarova [75] com base neste último modelo [31], estudou a regulação da remodelação óssea através da administração de PTH, tendo demonstrado que a estimulação contínua com PTH resulta em perda óssea, uma vez que, a reabsorção óssea por osteoclastos mais ativos precede a formação óssea. No entanto, após a retirada de PTH, os osteoclastos são imediatamente removidos e os osteoblastos reconstruem novamente o osso, até este atingir níveis normais. Porém, poderá existir ganho ósseo, quando para certos níveis de ativação de PTH, os osteoblastos compensam exageradamente. Com tudo isto, o modelo prevê que as células ósseas estão relacionadas com a duração de aplicação da PTH, e que esta pode dar origem a resultados qualitativamente diferentes, ou seja, pode dar origem a perda óssea ou ganho de massa óssea, sem ser necessariamente assumido que as células respondem de forma diferente à PTH administrada de forma contínua ou intermitente.

Recentemente, outro modelo foi proposto por Ayati [76], com base no modelo já apresentado [31]. Este autor estudou a sinalização entre osteoclastos (reabsorção óssea) e osteoblastos (formação óssea), para a remodelação óssea normal e para a remodelação óssea desregulada que ocorre, por exemplo, nos casos da doença óssea mieloma. Estas interações celulares foram modeladas por um sistema de equações diferenciais, que apresentam oscilações estáveis no caso normal e oscilações instáveis no caso do mieloma. No mieloma não tratado, o número de osteoclastos aumenta e de osteoblastos diminui, levando à consequente perda óssea à medida que o tumor cresce. Este estudo foi importante, na medida em que foi possível investigar abordagens de tratamento através de abordagens computacionais.

Outros dois estudos foram desenvolvidos para investigar o mecanismo para diferentes efeitos da administração de PTH [77], [78]. E o primeiro modelo matemático a incorporar o sistema RANK-RANKL-OPG, que é considerado essencial para a regulação da formação de osteoclastos, foi proposto por Lemaire [79].

2.11.3. Modelos Mecanobiológicos

Os modelos mecânicos apresentados anteriormente (Sec. 2.11.1), apenas consideram estímulos mecânicos para prever o comportamento de remodelação óssea, sem considerar as atividades biofísicas de osteoclastos e osteoblastos. Enquanto que, os modelos biológicos apenas apresentam informações sobre os mecanismos de regulação óssea, incluindo fatores metabólicos, sem considerar as interações da atividade celular com a reação mecânica do osso. Desta forma, nos últimos anos, têm sido desenvolvidos modelos que consideram estes fatores, de forma a preencher as lacunas existentes.

Hambli [32] desenvolveu um modelo para descrever o processo de remodelação óssea, tendo em consideração as atividades de osteoclastos e osteoblastos, e o comportamento mecânico do osso, considerando a acumulação e mineralização de danos causados pela fadiga do material ósseo. O comportamento celular baseia-se na lei dinâmica de Komarova [31], que descreve as interações autocrinas e paracrinas entre osteoclastos e osteoblastos, e desta forma, quando uma tensão mecânica é aplicada, a reabsorção e formação óssea é governada por abordagens celulares dinâmicas e não adaptativas.

Outro modelo que simula o processo de remodelação do ponto de vista mecanobiológico, foi proposto por Mercuri [80], este modelo considera o modelo proposto inicialmente por Lemaire [79]. Neste trabalho, um modelo matemático descreve a resposta biológica a diferentes estímulos mecânicos considerados: o SED, o SED hidrostático e o SED de desvio.

Capítulo 3

Implantes Dentários

3.1. Perda dentária

O edentulismo é a designação utilizada para a ausência parcial ou total de dentes. Esta condição afetou cerca de 158 milhões de pessoas em todo o mundo em 2010, o que corresponde a 2,3% da população mundial. É mais comum nas mulheres (com uma taxa de 2,7%) do que nos homens (com uma taxa de 1,9%) [1].

A prevalência de perda dentária total tem vindo a diminuir ao longo do tempo, porém esta doença continua a afetar um número elevado de pessoas, principalmente idosos. O edentulismo está diretamente associado a fatores socioeconómicos, sendo mais prevalente em países em desenvolvimento. Outros fatores que contribuem para a prevalência de perda dentária total são a idade, educação e acesso a cuidados de saúde dentários. Esta patologia tem com ela associada diversos problemas de limitação funcional (dificuldades na mastigação), psicológicos e sociais [81].

No caso do edentulismo parcial verifica-se que, embora o número de dentes que faltam por paciente estar a diminuir, o número total de dentes perdidos tende a aumentar, como consequência do envelhecimento da população. Desta forma, nos próximos anos, a necessidade soluções para pacientes parcialmente edêntulos, tenderá a aumentar. Neste caso, a reabilitação funcional pode ser obtida através da colocação de uma prótese dentária removível, que é capaz de devolver a função de mastigação, fonética e estética à pessoa parcialmente edêntula. No entanto, esta solução apresenta diversas desvantagens, como dificuldade e desconforto na mastigação, danifica os restantes tecidos e dentição naturais circundantes, mobilidade dos dentes do pilar e perda óssea nas regiões edêntulas [82] [83].

Por fim, quando ocorre a perda apenas de um dente, a escolha mais comum para substituir o dente perdido é uma prótese parcial fixa ou implante dentário. Na prótese parcial fixa (ponte), os dentes adjacentes ao dente perdido são preparados e as coroas que estão conectadas ao dente substituto, são inseridas nos dentes adjacentes, esta solução apresenta diversas vantagens, como facilidade clínica, custo e tempo de tratamento reduzidos. No entanto, a principal razão para sugerir e realizar um tratamento não está relacionada com esses fatores, mas sim com a melhor solução possível a longo prazo para cada indivíduo. Desta forma, surgiram os implantes dentários.

inflamação se estende profundamente nos tecidos e causa perda de tecido conjuntivo e osso alveolar, esta patologia passa a ser designada de periodontite. Neste caso, o suporte ósseo é comprometido, e pode causar sangramento e recessão nas gengivas, abscessos periodontais, mobilidade do dente, e eventual perda dentária. A acumulação de placas nas margens da gengiva é uma das principais causas desta doença, porém outros fatores, incluem diabetes, tabagismo, stress e distúrbios genéticos [87].

A periodontite grave afeta cerca de 5 a 20% da população mundial, e é uma das principais causas de perda dentária em países desenvolvidos e em desenvolvimento. Em 2010 esta doença afetou cerca de 743 milhões de pessoas em todo o mundo [1]. Na Europa, mais de 50% da população sofre de periodontite, e mais de 10% apresenta a doença na sua forma mais grave, aumentando para 70-85% da população com idade entre 60-65 anos [86] [88]. Nos Estados Unidos cerca de 22% dos adultos apresenta a doença periodontal leve, e cerca de 13% apresentam a doença na sua forma moderada/grave [87].

Outros fatores económicos, políticos e ambientais, como por exemplo, o acesso a serviços de saúde, podem levar à perda dentária. Muitos países pertencentes à África, Ásia e América Latina apresentam escassez de profissionais de saúde oral, sendo que, na maioria das vezes, os tratamentos são apenas limitados ao alívio da dor ou cuidados de emergência, não resolvendo eficazmente o problema o que, consequentemente, leva a extração do dente. Por exemplo, em África uma em cada 150 000 pessoas é dentista, em comparação com uma em cada 2000 em países mais desenvolvidos [86].

A idade é também um fator relacionado com a perda dentária, e desta forma, o envelhecimento da população é um fator importante a considerar na implantologia [85] [89]. Para além da vida média da população estar a aumentar, a população também se encontra em crescimento, prevendo-se um aumento de 49% entre 2000 e 2050 na população dos Estados Unidos. Assim, como as pessoas idosas são mais propensas a perder dentes, a necessidade de implantologia aumentará drasticamente nas próximas décadas. Através da Fig. 3.2 podemos verificar diferenças geográficas na prevalência de perda dentária severa, em função de todas as idades (excluindo a população com idade inferior a 20 anos) [89].

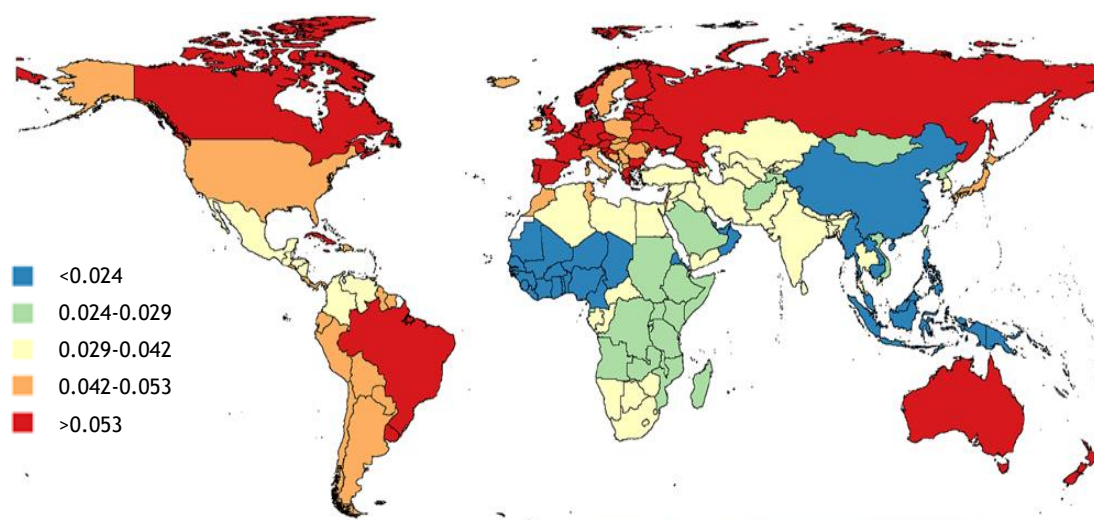


Fig. 3.2 - Prevalência de perda dentária severa conforme a idade (proporção), no ano de 2010, em todo o mundo [89].

Por fim, o trauma dentário é também uma das causas para a perda dentária, e a prevalência entre crianças e adultos jovens é significativa. Este tipo de perda dentária está em grande

parte relacionada com lesões em casa, escola, acidentes rodoviários, violência e desporto [84]. Na Fig. 3.3 é possível observar quais as principais causas de trauma oral, na Europa [90].

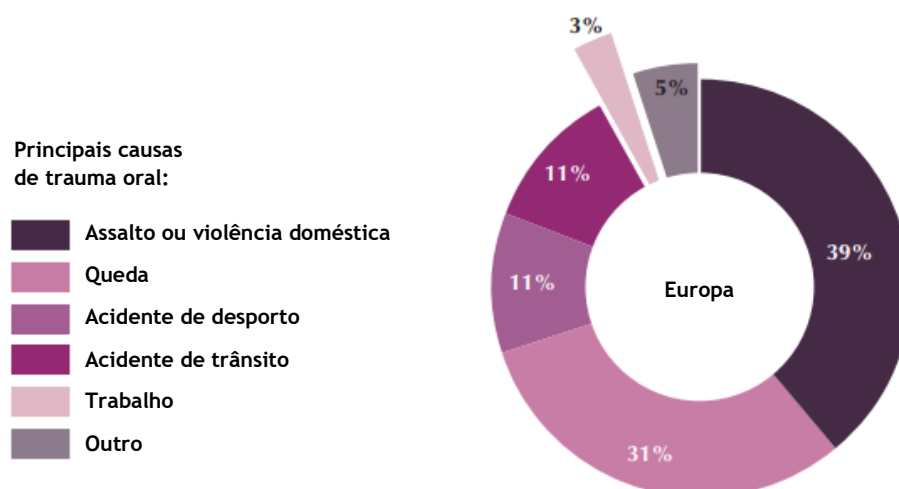


Fig. 3.3 - Principais causas de perda dentária por trauma, na Europa [90].

3.1.2. Tratamentos disponíveis

Existem diversos tratamentos disponíveis para a substituição de dentes perdidos, que são:

- Dentaduras (ou prótese removível): são aparelhos removíveis com dentes artificiais; podem ser próteses parciais, utilizadas quando há perda parcial de dentes; ou próteses completas, quando há perda total de dentes.
- Pontes fixas (ou prótese fixa): não é possível ser removida pelo paciente; consiste em vários dentes artificiais unidos para substituir os dentes em falta; as pontes são normalmente fixas nos dentes por cimento dentário, com o tempo esse cimento pode deteriorar-se, permitindo que as bactérias afetem os dentes subjacentes, o que pode causar decadência dental e aumento do risco de perda dentária; esta solução é capaz de substituir um dente em falta, vários, ou todos os dentes de um arco.
- Implante dentário: é um dispositivo biocompatível colocado no osso da maxila ou mandíbula, para fornecer suporte para uma reconstrução protética. Atualmente, a utilização de implantes dentários para a substituição de dentes perdidos, é um tratamento válido e com uma alta taxa de sucesso [2].

3.2. Implantes Dentários

O objetivo da odontologia moderna é auxiliar na reabilitação das estruturas orofaciais, desde um dente com uma cárie, até substituição de vários dentes perdidos, como resultado de uma patologia, neoplasia, trauma e/ou defeitos congénitos. Assim, a reabilitação assume-se como uma solução eficaz, segura e previsível para devolver ao paciente a função, conforto, estética, fala e saúde normais. A área da implantologia (área da medicina dentária, que tem como objetivo a substituição de dentes perdidos, através de implantes dentários) é considerada uma área de reabilitação que permite solucionar diversas situações clínicas desafiantes. Para tal, a área da implantologia recorre a pesquisa contínua, planeamento de cirurgias, ferramentas de diagnóstico e projetos de implantes, materiais e técnicas.

O número de implantes dentários utilizados tem aumentado exponencialmente ao longo dos anos. Nos Estados Unidos aumentou cerca de 10 vezes mais entre 1983 e 2002, sendo que,

este número aumentou novamente, mais 10 vezes entre o ano de 2000 e 2010, representando mais de 5 milhões de implantes dentários inseridos por ano nos Estados Unidos. Em termos económicos, foram vendidos mais de US \$ 10 milhões (equivalente a aproximadamente 8 milhões de euros) em produtos, em 1983; em 2005 cerca de US \$ 550 milhões (equivalente a aproximadamente 450 milhões de euros); e em 2010 US \$ 1 Bilião (equivalente a aproximadamente 800 milhões de euros) [91].

De uma forma geral, estima-se que por ano, em cada 10.000 pessoas, cerca de 230 colocam implantes dentários, em Israel; 180 na Itália e na Coreia do Sul; 140 na Espanha e Suíça; 100 na Alemanha; e de seguida a Holanda, Brasil e Estados Unidos com 60 casos (Fig. 3.4) Prevê-se um crescimento a longo prazo entre 12% a 15% do uso de implantes, na maioria dos países que os utilizam atualmente [91].

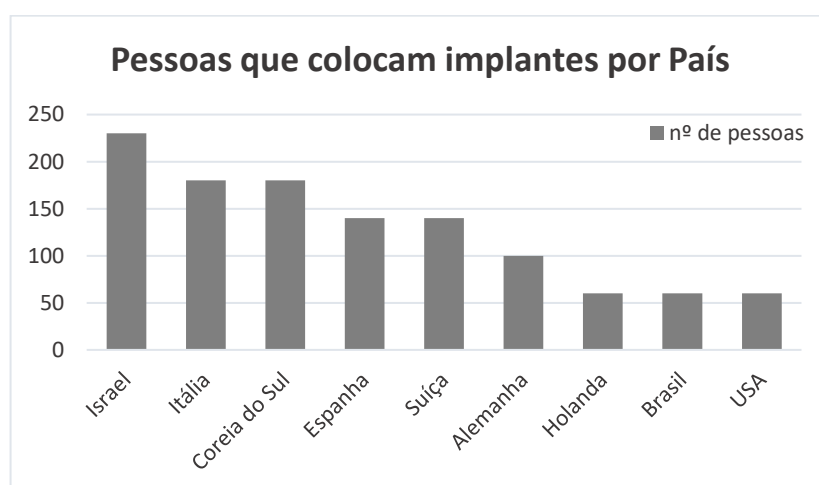


Fig. 3.4 - Uso de implantes dentários para substituição de dentes em falta, de acordo com o país. Uso estimado de implantes por 10.000 pessoas.

3.2.1. Constituintes

Um implante dentário é constituído principalmente por quatro componentes, a coroa, o parafuso, o pilar e o implante, como observado na Fig. 3.5. Todos estes componentes exigem um controlo rigoroso de construção e *design*, com o objetivo de assegurar que as forças de mastigação são devidamente transferidas para o osso [92]. As coroas são a parte superior da restauração dentária e, consequentemente, a parte visível na boca. Geralmente apresentam uma forma, desenho e cor o mais semelhante possível com os dentes naturais. O implante é o componente que se encontra ligado ao osso. Por sua vez, o pilar é o elemento que estabelece a ligação entre a coroa e o implante, ou seja, conecta a prótese ao corpo do implante. Por fim, o parafuso, tem como função conectar o pilar ao implante.

A macroestrutura dos implantes pode ainda ser dividida em três partes: o ápice, o corpo, e o módulo de crista (ou cervical) (Fig. 3.6). O ápice é a parte do implante que fica mais submersa no osso. Este pode ter uma cavidade apical, ou seja, na teoria, o osso pode crescer através desse buraco, e ajudar a resistir a cargas de torção aplicadas no implante. O módulo de crista é a parte do implante projetada para reduzir a acumulação de placa bacteriana após perda óssea, uma vez que, esta é uma região de tensão mecânica altamente concentrada [93].

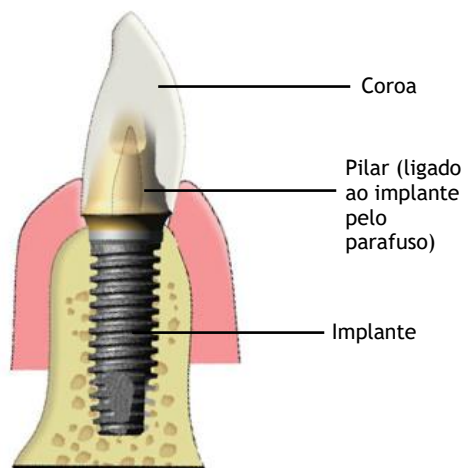


Fig. 3.5 - Constituintes do implante dentário. O parafuso não é visível nesta imagem [94].

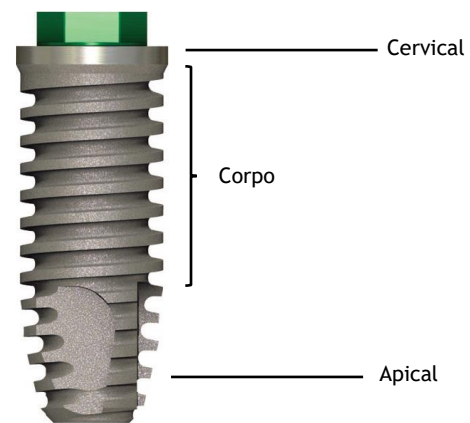


Fig. 3.6 - Macroestrutura do implante [93].

3.2.2. Caracterização dos Implantes Dentários

Os profissionais de implantologia, especializados na reabilitação de ausências dentárias, têm ao seu dispor diversos tipos de implantes. Estes, podem ser produzidos em diferentes tipos de materiais, podendo ainda ser classificados quanto ao seu tamanho, formato, desenho e superfície das rosas. Todas estas características têm como objetivo aumentar a estabilidade primária, fator que é essencial para a osseointegração. Apesar de não haver uma definição concreta para “estabilidade primária”, esta é normalmente compreendida como a falta de mobilidade do implante imediatamente após a sua colocação [3]. Por sua vez, a osseointegração consiste no termo que dita a ligação direta entre o osso e a superfície do implante, capaz de suportar uma carga funcional. Este conceito foi inserido por Branemark, após este ter observado que o osso foi capaz de se ligar firmemente a um fragmento de titânio [95], [96], [97].

Assim, o sucesso do implante é determinado pelo desenvolvimento de tecido ósseo durante a osseointegração e a remodelação óssea. A osseointegração geralmente ocorre na região peri-implantar nos primeiros três a seis meses, após a cirurgia. Posteriormente, o implante ganha um aumento da estabilidade através da remodelação óssea mais profunda, ou seja, nos ossos cortical e trabecular mais profundos. Após um certo período de cura, é alcançado um estado de equilíbrio de remodelação, onde a perda óssea é mínima e a taxa de falha do implante baixa.

De seguida irão ser apresentados os diversos tipos de implantes que podem encontrados de acordo com a sua macroestrutura (forma do corpo do implante e geometria da rosca) e microestrutura (tipo de material e tratamento da superfície).

3.2.2.1. Forma do implante e geometria da rosca

Os implantes dentários podem apresentar diferentes formas, nomeadamente cilíndrica, cônica e corpo cilíndrico com ápice cônico (Fig. 3.7). A largura dos implantes cilíndricos é a mesma desde a crista do implante até ao ápice. No entanto, o implante também pode ser cônico, apresentando uma largura decrescente desde a crista até ao ápice, ou pode apresentar corpo cilíndrico e ápice cônico.

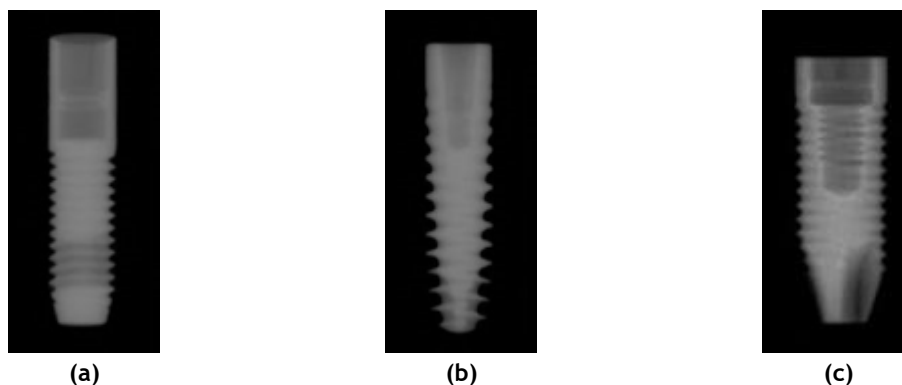


Fig. 3.7 - Classificação do implante quanto à sua forma em: (a) implante cilíndrico; (b) implante cônico; (c) implante com corpo cilíndrico e ápice cônico [98].

Os implantes dentários podem apresentar diferentes características quanto ao desenho da superfície, que está diretamente relacionado com a área de contacto entre a superfície do implante e o osso. Este fator é importante e determinante para a estabilidade primária e a distribuição da tensão durante a osseointegração. Assim, os implantes podem apresentar uma superfície com ou sem rosca.

Nos implantes com rosca, a área de superfície funcional por unidade de comprimento, pode ser modificada através da variação de 3 parâmetros: o passo, a forma e a profundidade da rosca.

Quanto à forma, esta pode ser quadrada, em forma de V, contraforte e contraforte reversa, como visualizado na Fig. 3.8. Outro parâmetro importante é o passo da rosca (Fig. 3.9), este é definido como a distância entre roscas adjacentes ou, o número de roscas por unidade de superfície funcional, no mesmo plano axial e do mesmo lado do eixo. Assim, uma menor distância entre as roscas, irá aumentar a quantidade por unidade de comprimento. O número das roscas é mais significativo para implantes inseridos num osso de qualidade inferior, pois quanto maior o número de roscas, maior será a área funcional total da superfície, e consequentemente, uma melhor distribuição da tensão para as trabéculas mais frágeis [99]. Por fim, a profundidade da rosca (Fig. 3.9), que pode ser definida como a distância entre o maior e menor diâmetro desta, ou seja, a distância medida da ponta mais externa para o corpo mais interno. Tal como o passo da rosca, a profundidade interfere na área funcional total da superfície, ou seja, quando aumenta, melhora consequentemente a estabilidade primária no osso de baixa densidade ou na região com alta carga oclusal [100].

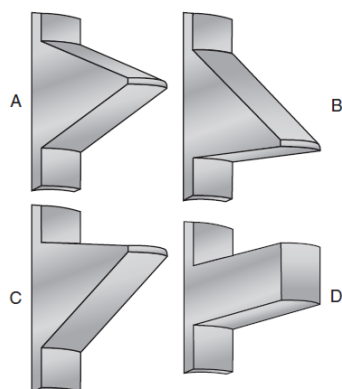


Fig. 3.8 - As quatro formas básicas que a rosca pode apresentar. (a) em forma de V; (b) contraforte; (c) contraforte reversa; (d) quadrada [93].

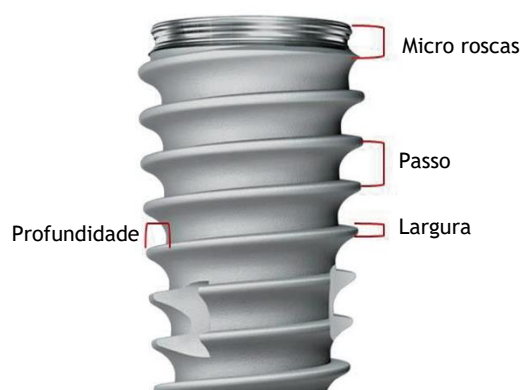


Fig. 3.9 - Passo e profundidade da rosca [100].

3.2.2.2. Comprimento e diâmetro do implante

Devido à crescente utilização dos implantes dentários para a substituição de dentes perdidos, foram propostos diversos sistemas de implantes, cada um com as suas dimensões. O comprimento e o diâmetro do implante têm uma influência na distribuição das tensões no osso circundante.

Recentemente [101] foi proposta uma classificação para o diâmetro e comprimento do implante, com base em vários artigos científicos publicados e fabricantes de implantes dentários. Assim, quanto ao diâmetro, estes são classificados como extra estreitos, estreitos, normais ou largos e quanto ao comprimento, podem ser extra curtos, curtos, normais ou longos. Esta classificação encontra-se em detalhe na Tab. 3.1.

Tab. 3.1 - Classificação dos implantes de acordo com o seu comprimento e diâmetro [101].

	Extra estreito	Estreito	Normal	Largo
Diâmetro	<3 mm	≥3 mm a <3.75	≥3.75 a < 5 mm	≥5mm
	Extra curto	Curto	Normal	Longo
Comprimento	≤6 mm	<6 mm a <10 mm	≥10 mm a <13 mm	≥13 mm

3.2.2.3. Material do implante

Ao longo do tempo, muitos materiais para implantes dentários têm sido desenvolvidos, com o objetivo de alcançar uma interface ótima entre o osso e o implante. Assim, um material ótimo teria as seguintes características: uma composição química biocompatível para evitar reação tecidual adversa; excelente resistência à corrosão nos limites fisiológicos; alta resistência ao desgaste; alta resistência mecânica; e um módulo de elasticidade semelhante ao do osso (com o intuito de minimizar a reabsorção óssea em torno do implante). Nas subsecções seguintes, serão apresentados detalhadamente, os materiais mais utilizados na fabricação de implantes, incluindo os metais e as ligas metálicas, os materiais cerâmicos e os materiais poliméricos.

3.2.2.3.1. Metais e ligas metálicas

Os metais têm aplicações importantes em implantologia. O Titânio, o Cromo-Cobalto e as ligas de Titânio são alguns exemplos utilizados em implantes dentários.

As ligas de Cromo-cobalto são descritas como não magnéticas, resistentes ao desgaste, à corrosão e ao calor (alta resistência mesmo a elevadas temperaturas) [102]. Uma das ligas de cromo-cobalto mais conhecida é a liga Co-Cr-Mo, que inclui cobalto, crómio, e molibdénio, como elementos principais. O cobalto aumenta o módulo de elasticidade e a resistência mecânica da liga; o crómio fornece resistência à corrosão através da superfície de óxido; e o molibdénio é adicionado para aumentar a resistência à corrosão em massa [103]. Estas ligas apresentam um módulo de elasticidade cerca de 10 vezes maior que o do osso, o que pode trazer complicações de incompatibilidade mecânica. Ou seja, segundo a lei de Wolff, se um implante constituído por um material mais rígido for colocado no osso, este por sua vez, será submetido a uma tensão mecânica reduzida, o que poderá levar à reabsorção óssea. Este fenómeno é conhecido por *Stress Shielding* [54].

Assim, um dos materiais mais utilizados para implantes dentários é o titânio e as suas ligas, que apresentam um módulo de elasticidade cerca de 5 vezes maior que o do osso. O Titânio existe na natureza como um elemento puro, com um número atómico 22 e com uma massa atómica de 47.9. O titânio e as suas ligas são utilizados na odontologia devido à combinação

única de propriedades químicas, físicas e biológicas. A *ASTM International (American Society for Testing and Materials)* reconhece quatro tipos de titânio comercialmente puro (cp-Ti) e três ligas de titânio (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V *Extra Low Interstitial* e Ti-Al-Nb). Clinicamente, os principais materiais utilizados em implantes dentários, são o titânio comercialmente puro e a liga Ti-6Al-4V [104].

Algumas propriedades mecânicas dos bio-metais, são apresentadas em detalhe na Tab. 3.2.

Tab. 3.2 - Propriedades mecânicas dos bio-metais [103], [105], [106].

Bio metal	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência à tração (MPa)	Resistência à compressão (MPa)	Dureza (Vickers, kg/mm)	Resistência à fadiga (MPa)
Ti	110	300 - 740	550	120 - 200	240
Liga Ti-6Al-4V	120	860 - 1140	860	310	280 - 600
Liga Co-Cr	210	665 - 1277	655	300 - 400	200 - 300
Liga Co-Cr-Mo	155 - 240	665 - 889	-	300 - 400	-

Apesar de o titânio e as ligas de titânio serem os materiais mais utilizados no fabrico de implantes, estes apresentam desvantagens. A principal desvantagem é a sua cor cinzenta, que muitas vezes é perceptível, prejudicando os resultados estéticos. Outras desvantagens como efeitos colaterais galvânicos após o contato com a saliva, e reações alérgicas, também podem ocorrer, porém em casos excepcionais. Devido a estas desvantagens, novas tecnologias de implantes foram desenvolvidas, nomeadamente a aplicação de materiais cerâmicos aos implantes dentários [107].

3.2.2.3.2. Materiais Cerâmicos

Os materiais cerâmicos são materiais inorgânicos, fabricados através de compactação e sinterização a elevadas temperaturas. O uso de materiais cerâmicos na medicina está relacionado à sua excelente biocompatibilidade, como resultado do alto nível de oxidação. Este material pode ser classificado em bioativo ou inerte conforme a sua resposta quando implantado no ambiente ósseo. A bioatividade de um material diz respeito à sua capacidade de se unir biologicamente ao osso. Assim, as cerâmicas bioativas são utilizadas como revestimento do implante, com o objetivo de melhorar a fixação deste ao osso. A cerâmica bioativa mais utilizada em implantes é a Hidroxiapatita (HA). As cerâmicas inertes, por sua vez, apresentam características interessantes, tais como a elevada resistência à corrosão, ao desgaste e esforços mecânicos e biocompatibilidade. Alguns exemplos de cerâmicas inertes são o óxido de alumínio (ou alumina) e o óxido de zircónio (ou zircónia) [108].

A alumina (Al_2O_3) apresenta uma densidade e pureza elevadas (>95%) e é usada em implantes dentários devido à combinação da excelente resistência à corrosão, biocompatibilidade e alta resistência ao desgaste. Todas estas propriedades da Alumina dependem do tamanho do grão e da pureza sendo que, a alumina com um tamanho de grão <4µm e pureza >99,7%, exibe uma boa resistência à flexão e excelente resistência à corrosão [54], [109].

A zircónia também é um bio-cerâmico inerte com aplicações biomédicas, este material apresenta propriedades mecânicas melhores que a alumina, como um menor módulo de elasticidade (mais parecido com o do osso) e uma maior resistência [110]. Para além de todas estas vantagens mecânicas, a zircónia apresenta uma vantagem estética muito importante, que é a cor semelhante à do dente [107].

Os materiais cerâmicos inertes não causam uma resposta do tecido ósseo, pois não reagem quimicamente ou biologicamente com o tecido ósseo, devido à sua estabilidade termodinâmica. Ao contrário, os materiais bioativos, como a Hidroxiapatita, com a fórmula química, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, são utilizados para uma variedade de aplicações biomédicas, pois provocam uma forte interação entre o implante e o osso, devido à sua bioatividade. As aplicações mais usuais da HA são o reparo ósseo, aumento ósseo, revestimento de implantes, ou para enchimento ósseo e de dentes. No entanto, devido à baixa resistência mecânica, a HA apenas pode ser utilizada em aplicações sujeitas a cargas de baixo valor [111].

Algumas propriedades mecânicas dos materiais bio-cerâmicos, são apresentadas em detalhe na Tab. 3.3.

Tab. 3.3 - Propriedades mecânicas dos materiais bio-cerâmicos [105], [106], [112].

Bio cerâmico	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência a à tração (GPa)	Resistência à compressão (GPa)	Resistência a à fratura (MPa m ^{1/2})	Dureza (HV)	Resistência à Flexão (MPa)	Densidade (g/cm ³)	Força de ligação (GPa)
Alumina	390	0.31	3.9	5.2	2000	390	3.9	300 - 400
Zircônia	205	0.42	3	12	1150	1300	6	200 - 500
HA	80 - 110	0.05	0.4 - 0.9	0.7 - 1.2	600	37	3.16	120

3.2.2.3.3. Polímeros

Os polímeros apresentam uma baixa resistência mecânica e um módulo de elasticidade baixo, comparativamente com os materiais cerâmicos e metais. Quando comparados com o osso apresentam módulos de elasticidade mais baixos, porém, estes podem ser reforçados com fibras de carbono, com o objetivo de alcançar um módulo de elasticidade mais próximo do osso cortical. Um exemplo de um material biocompatível, com um módulo de elasticidade de 3.6 GPa, é o poliéter-éter-cetona (PEEK). O módulo de elasticidade pode atingir os 18 GPa (semelhante ao osso cortical), através do reforço com fibras de carbono [113].

Em contrapartida, estes materiais são especialmente sensíveis às técnicas de esterilização e manipulação, pelo que, se utilizados como implantes dentários, a maioria não poderia ser esterilizada por vapor ou óxido de etileno [104].

Capítulo 4

Métodos Numéricos

Nos últimos anos a mecânica computacional tem sido bastante utilizada na simulação numérica de estruturas biológicas, devido à necessidade de prever o seu comportamento perante solicitações mecânicas. A constante evolução dos computadores (aumento da velocidade de processamento e armazenamento de informação) possibilita a criação de modelos cada vez mais robustos e fiáveis para a análise biomecânica, sendo então esta considerada uma ferramenta bastante útil no diagnóstico e no tratamento de doenças. É possível obter diversos modelos de estruturas anatómicas, como órgãos, tecidos e até células. Assim, são utilizados métodos numéricos, para ser possível simular estas estruturas.

Este capítulo começa com uma pequena introdução ao Método dos Elementos Finitos, seguida de uma análise mais detalhada dos Métodos Sem Malha, nomeadamente do RPIM e do NNRPIM, descrevendo alguns dos conceitos mais importantes desses dois métodos.

4.1. Método dos Elementos Finitos

Atualmente, as simulações através do método dos elementos finitos são frequentemente utilizadas e desempenham um papel fundamental no estudo biomecânico. O MEF é um método numérico de aproximação, que permite solucionar problemas de engenharia para os quais é difícil obter uma solução analítica exata. É necessário a criação de uma malha geometricamente idêntica ao objeto a ser estudado (Fig. 4.1 (a)), dividida por elementos, e cada elemento é constituído por nós (Fig. 4.1 (b)). O processo de criação da malha, dos elementos, e respetivos nós, é designado de “discretização” do domínio do problema. Assim, à medida que uma força é aplicada, esses elementos que se encontram interligados irão sofrer um deslocamento e, através deste, é possível obter os estados de tensão e deformação ao longo de toda a geometria em estudo. Consequentemente é possível prever a ocorrência de fraturas ou rutura dos tecidos biológicos num local específico [114].

Devido ao rápido desenvolvimento da engenharia e ciência, os problemas de mecânica computacional são cada vez mais complexos e desafiadores. Diante desses novos desafios, o MEF apresenta algumas limitações [115]. A principal está relacionada com o facto do MEF ser um método discreto dependente da malha. Assim, malhas de baixa qualidade podem conduzir a erros numéricos. Adicionalmente, perante a necessidade de remalhamentos recorrentes (devido a grandes deformações ou mudanças de geometria ao longo da análise) existe a possibilidade de serem gerados elementos de fraca qualidade, afetando deste modo a eficiência do MEF. [116], [117].

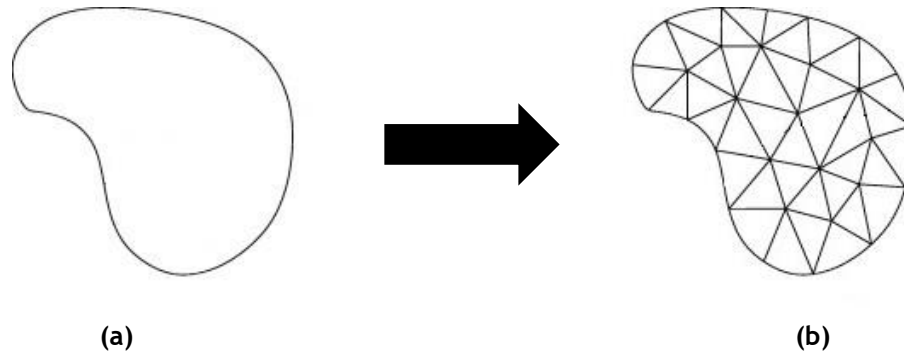


Fig. 4.1 - Exemplo de uma malha discretizada para o MEF: (a) original, e (b) malha obtida após discretização.

4.2. Métodos Sem Malha

A análise MEF, em diversos problemas, pode ser uma tarefa pesada e dispendiosa [118]. Assim, com o objetivo de contornar este problema, nos últimos anos, uma família de métodos numéricos em constante desenvolvimento, designada de métodos sem malha, tem sido bastante aplicada. Nos métodos sem malha os nós podem ser distribuídos aleatoriamente, uma vez que as funções de campo são aproximadas dentro de um domínio de influência em vez de um elemento [119], [115], [116]. Nos métodos sem malha, os domínios de influência podem e devem sobrepor-se, contrariamente ao que acontece no MEF, em que os elementos não se podem sobrepor.

Um dos primeiros métodos sem malha a ser desenvolvido foi o *Smooth Particle Hydrodynamics Method* (SPH) [120], este foi utilizado inicialmente para modelar fenómenos astrofísicos, e mais tarde foi aplicado na dinâmica de fluídos. A partir da década de 90, diversos métodos foram desenvolvidos, especialmente métodos baseados na Formulação Fraca. Exemplos desses métodos incluem, o *Diffuse Element Method* (DEM) [121] e o *Element Free Galerkin Method* (EFGM) [122]. Este último foi desenvolvido com base no DEM, que, por sua vez, foi o primeiro método sem malha a utilizar os aproximadores *Moving Least Square* (MLS) [123] na construção das funções de forma. Um ano mais tarde, foi desenvolvido o *Reproducing Kernel Particle Method* (RKPM) [124], baseado em dois métodos distintos, o SPH e o *Petrov-Galerkin Method* (MLPG) [125].

Apesar de todas as vantagens destes métodos sem malha em relação ao MEF, estes métodos também apresentam limitações, em particular, o facto de que a aproximação dos métodos sem malha não satisfaz a propriedade delta Kronecker, dificultando assim, a imposição das condições essenciais e naturais.

Com o objetivo de resolver este problema, diversos métodos sem malha interpoladores foram desenvolvidos nos últimos anos. Alguns desses métodos são, nomeadamente, o *Point Interpolation Method* (PIM) [126], o *Point Assembly Method* [127], o *Meshless Finite Element Method* (MFEM) [128], o *Natural Neighbour Finite Element Method* (NNFEM) [129] ou o *Natural Element Method* (NEM) [130]. Através evolução do método sem malha PIM, que inicialmente usava a função de base polinomial original, foi possível criar o RPIM [131]. Este método utiliza uma função de base radial para construir as funções de forma, combinada com a função de base polinomial. Recentemente, através da combinação do NEM e o RPIM, foi possível o desenvolver o NNRPIM [132].

4.2.1. Procedimento Genérico

O primeiro aspeto a considerar para iniciar o processo é a geometria do problema. A localização espacial de cada nó, que pode estar distribuído de forma regular ou irregular (Fig. 4.2 (b) e (c)), permite a discretização do domínio do problema. Geralmente os locais de tensão previsíveis, como, descontinuidades no domínio, limites convexos, fronteiras essenciais, limites naturais, etc, devem apresentar uma maior densidade nodal em comparação com locais em que são esperadas distribuições de tensão mais suaves. Esta distribuição nodal não forma uma malha, pois este método não requer nenhum tipo de informação sobre a relação entre cada nó para construir as funções de aproximação ou interpolação (as funções de forma).

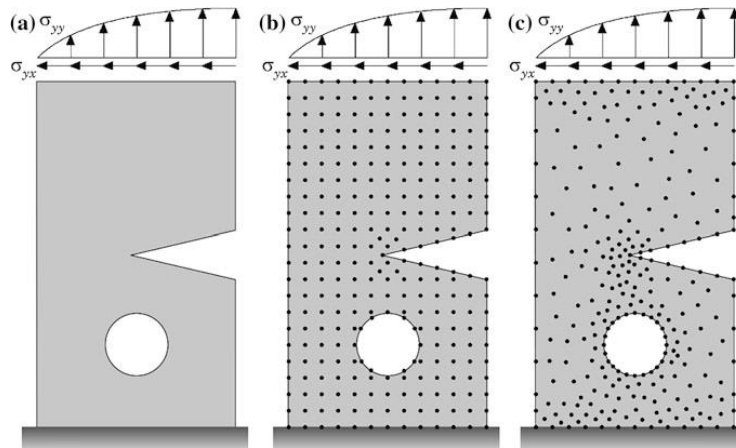


Fig. 4.2 - (a) Domínio sólido; (b) Exemplo de discretização nodal regular; (c) Exemplo de discretização nodal irregular [28].

Após a discretização nodal é construída uma malha de integração de fundo, que pode ser uma malha de integração Gaussiana, como as utilizadas no MEF, ou outro tipo, como a integração nodal, que recorre aos diagramas de Voronoï para obter o peso de integração em cada nó. Após a distribuição nodal e a malha de integração construída, passa-se à imposição da conectividade nodal, que no caso do MEF é definida pelo uso de elementos. Nos métodos sem malha não existem elementos, mas sim pontos de interesse, x_I . Para cada um desses pontos do domínio do problema, é definida uma área ou volume, e os nós dentro dessa área ou volume, pertencem ao domínio de influência do ponto de interesse x_I (Fig. 4.3). É recomendado que os domínios de influência possuam aproximadamente o mesmo número de nós no seu interior.

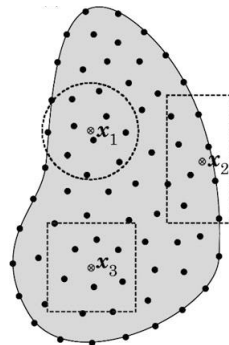


Fig. 4.3 - Domínios de influência com diferentes tamanhos e formas [28].

Após uma breve análise do procedimento genérico dos métodos sem malha, é possível concluir que este requer a presença e combinação de três partes básicas: conectividade nodal,

esquema de integração numérica e funções de forma. Esses três conceitos são analisados detalhadamente nas seções seguintes, tanto para RPIM, como para NNRPIM, uma vez que estes apresentam diferenças em relação à conectividade nodal e ao esquema de integração numérica.

4.2.2. Formulação RPIM

4.2.2.1. Domínio de Influência e Conectividade Nodal

Geralmente, nos métodos sem malha a conectividade nodal é estabelecida pela sobreposição do domínio de influência de cada nó, tal como acontece no RPIM. Esses domínios de influência são encontrados através da pesquisa de nós dentro de uma área (problema 2D) ou de um volume (problema 3D), de tamanho fixo ou variável. Diversos métodos sem malha usam domínios de influência de tamanho fixo, no entanto, o RPIM, utiliza um número fixo de nós vizinhos. É apresentado um exemplo para o domínio de influência de tamanho fixo retangular na Fig. 4.4 (a) e circular na Fig. 4.4 (b). Verifica-se que, diferentes tamanhos e formas de domínios de influência, originam uma conectividade nodal diferente. Além disso, os domínios de influência podem ser desequilibrados, ou seja, não contêm aproximadamente o mesmo número de nós. Trabalhos anteriores sugerem que cada domínio de influência deve possuir entre 9 a 16 nós [122], [125], [131], [126]. Todos estes fatores podem afetar a solução final do problema e causar perda de precisão na análise numérica.

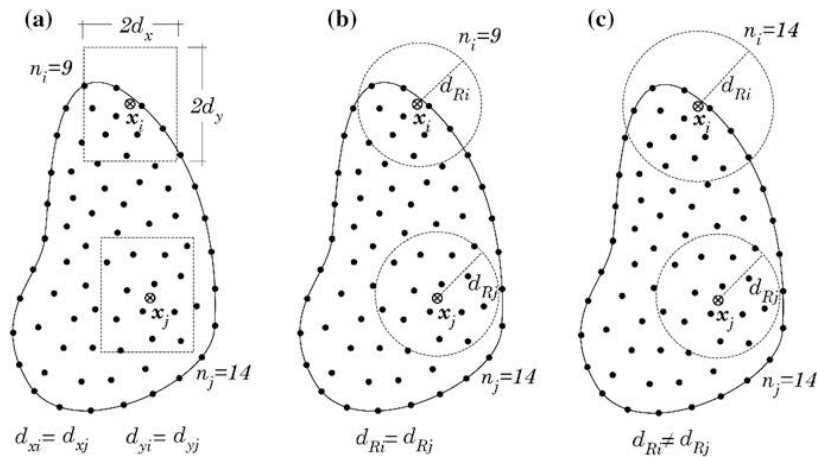


Fig. 4.4 - (a) Domínio de influência fixo com forma retangular; (b) Domínio de influência fixo com forma circular; (c) Domínio de influência flexível com forma circular [28].

De forma a superar estas limitações, o RPIM utiliza domínios de influência de tamanho variável, mas com número constante de nós dentro do domínio Fig. 4.4 (c). Desta forma, é realizada uma pesquisa radial, utilizando o ponto de interesse como centro, e os n nós mais próximos são encontrados.

4.2.2.2. Integração Numérica

O RPIM utiliza o esquema de quadratura de Gauss-Legendre para a integração numérica. Primeiro, o domínio sólido é dividido em uma grelha regular, como mostrado na Fig. 4.5. De seguida, cada célula é preenchida com pontos de integração, respeitando a regra de quadratura de Gauss-Legendre.

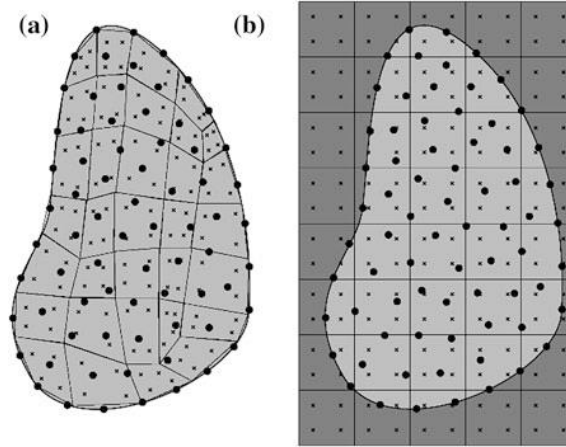


Fig. 4.5 - (a) Malha de integração Gaussiana ajustada. (b) Malha de integração Gaussiana geral [28].

Por exemplo, na Fig. 4.6 (a), está representada uma célula pertencente à malha de fundo de integração. O quadrilátero inicial é transformado em um quadrado isoparamétrico, conforme se pode observar na Fig. 4.6 (b). De seguida, os pontos da quadratura de Gauss-Legendre são distribuídos dentro do quadrado isoparamétrico, na Fig. 4.6 (b) é utilizada uma quadratura 2×2 .

As coordenadas Cartesianas dos pontos de quadratura são obtidas através de funções de interpolação isoparamétricas Fig. 4.6 (c). O peso de integração do ponto de quadratura é obtido através da multiplicação do peso isoparamétrico do ponto de quadratura com o inverso do determinante da matriz jacobiana da respetiva célula-grelha.

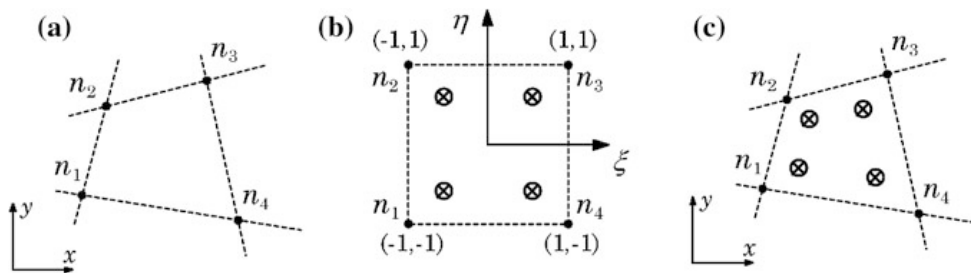


Fig. 4.6 - (a) Quadrilátero inicial da célula; (b) Transformação do quadrilátero inicial num quadrado isoparamétrico, e aplicação da regra do ponto de quadratura 2×2 . (c) Retorno à forma quadrilateral inicial [28].

Para realizar a integração numérica, considerando a função $F(x)$ definida no domínio Ω , a integração global é dada por,

$$\int_{\Omega} F(x) d\Omega = \sum_{l=1}^{n_g} \hat{w}_l F(x_l) \quad (4.1)$$

onde \hat{w}_l é o peso do ponto de integração x_l .

4.2.3. Formulação NNRPIM

4.2.3.1. Vizinhos Naturais

Uma nova abordagem para estabelecer os domínios de influência nos métodos sem malha foi proposta por Belinha e os seus colegas de trabalho em 2007 [132]. Esta abordagem utiliza a informação espacial dos nós que discretizam o domínio do problema, para determinar os domínios de influência. Para isso, são utilizados conceitos matemáticos, como diagramas de Voronoï e a triangulação de Delaunay, para determinar a conectividade nodal de cada nó pertencente ao conjunto nodal global. Nesta seção, será apresentado de forma breve o conceito de diagrama de Voronoï.

Este conceito de vizinhos naturais é utilizado pelo NNRPIM para determinar a conectividade nodal, ao contrário de RPIM, que se baseia no uso de domínios de influência. As células de influência são determinadas com base nas relações geométricas e espaciais entre as células de Voronoï, obtidas a partir do diagrama de Voronoï da distribuição nodal.

Inicialmente é necessário considerar um conjunto nodal, N , discretizado no domínio espacial $\Omega \subset \mathbb{R}^d$, $N = \{n_1, n_2, \dots, n_N\}$, e também $X = \{x_1, x_2, \dots, x_N\} \in \Omega$. O diagrama de Voronoï de N corresponde à partição do espaço discretizado por X , nas sub-regiões V_i , fechadas e convexas. Cada sub-região V_i está associada a um nó n_i , de tal forma que, qualquer ponto no interior de V_i esteja mais próximo de n_i do que qualquer outro nó $n_j \in N \wedge j \neq i$. O conjunto de células de Voronoï, define o diagrama de Voronoï, $V = \{V_1, V_2, \dots, V_N\}$. Assim, a célula de Voronoï é definida por,

$$V_i := \{x_i \in \Omega \subset \mathbb{R}^d : \|x_i - x_i\| < \|x_i - x_j\|, \quad \forall i \neq j\} \quad (4.2)$$

sendo x_i um ponto de interesse do domínio e $\|\cdot\|$ é a norma métrica euclidiana. Assim, a célula de Voronoï é o lugar geométrico onde todos os pontos estão mais perto de n_i do que para qualquer outro nó.

Devido a ser mais fácil de visualizar, na Fig. 4.7 é representado como o diagrama de Voronoï pode ser obtido no espaço bidimensional, $\Omega \subset \mathbb{R}^2$. O objetivo é determinar a célula de Voronoï V_0 do nó n_0 , Fig. 4.7 (a), assim, são escolhidos os nós vizinhos potenciais de n_0 . De seguida um dos nós é selecionado, Fig. 4.7 (b), por exemplo o nó n_4 , e o vetor u_{40} é determinado,

$$u_{40} = \frac{(x_0 - x_4)}{\|x_0 - x_4\|} \quad (4.3)$$

onde $u_{40} = \{u_{40}, v_{40}, w_{40}\}$. De seguida, é possível definir um plano no espaço e todos os nós que não respeitem a seguinte condição, são eliminados:

$$u_{40}x + v_{40}y + w_{40}z \geq (u_{40}x_4 + v_{40}y_4 + w_{40}z_4) \quad (4.4)$$

O processo é repetido para cada um dos conjuntos nodais iniciais Fig. 4.7 (c). Na Fig. 4.7 (d) estão representados todos os 6 vizinhos naturais do nó n_0 , e é possível ver que os nós n_7, n_8, n_9 não pertencem ao grupo, pois não respeitam a condição apresentada anteriormente na Eq.(4.4). A célula de Voronoï é determinada Fig. 4.7 (e). A distância entre o nó n_0 e o limite da célula Voronoï V_0 , é metade do nó n_0 e o nó vizinho em questão. Assim, a distância é dada pela seguinte equação,

$$d_{01}^* = \frac{d_{0i}}{2} = \frac{\|x_0 - x_i\|}{2} \quad (4.5)$$

É aplicado um procedimento semelhante para obter as restantes células de Voronoï, Fig. 4.7 (f). O procedimento apresentado pode ser facilmente extrapolado para qualquer espaço euclidiano d -dimensional, \mathbb{R}^d .

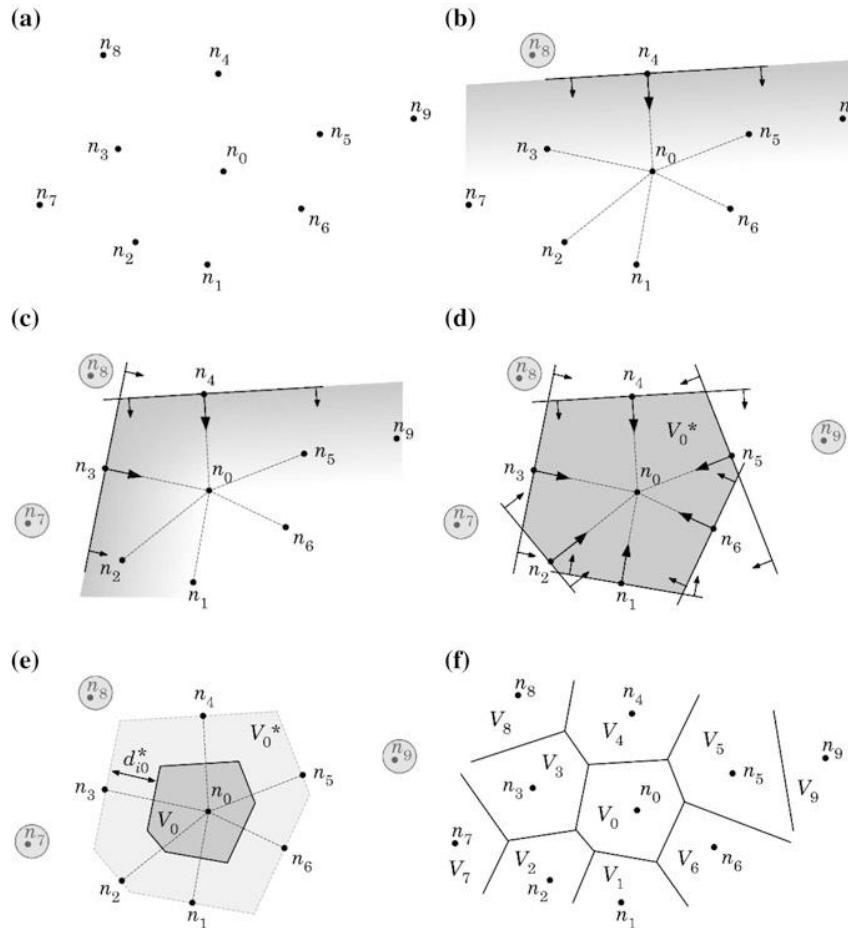


Fig. 4.7 - (a) Potencial conjunto inicial de nós, vizinhos do nó n_0 ; **(b)** Primeiro plano de teste. **(c)** Segundo plano de teste; **(d)** Célula final de teste, contendo apenas os vizinhos naturais do nó n_0 ; **(e)** Nó n_0 e célula de Voronoï V_0 ; **(f)** Diagrama de Voronoï [28].

4.2.3.2. Células de Influência e Conectividade Nodal

Como já referido, nos métodos sem malha, a conectividade nodal é imposta pela sobreposição dos domínios de influência de cada ponto de interesse. No entanto, a variação de tamanho ou forma desses domínios de influência ao longo do domínio do problema afeta o desempenho e a solução final do método sem malha. Para responder a estas dificuldades, o conceito de célula de influência foi desenvolvido [132]. Esta abordagem utiliza o diagrama de Voronoï e a triangulação de Delaunay para determinar a conectividade nodal de cada nó pertencente ao conjunto nodal global.

A abordagem de célula de influência funciona de forma semelhante ao conceito de domínio de influência uma vez que, a conectividade nodal é imposta pela sobreposição das células de influência. A célula de influência também é constituída por um conjunto de n nós que contribuem para a interpolação do ponto de interesse x_i . No entanto, o conjunto de n nós é encontrado através da utilização do Diagrama de Voronoï, ao invés de distâncias radiais.

Em relação ao nível de conectividade nodal, as células de influência podem ser células de “influência de primeiro grau”, ou “influência de segundo grau”, como demonstrado na Fig. 4.8 (a) e (b), respectivamente. Para encontrar as “células de influência de primeiro grau”, o ponto de interesse x_I , procura os primeiros nós vizinhos naturais, enquanto que, “as células de influência de segundo grau” contêm, não apenas os vizinhos naturais de primeiro grau, como também, os vizinhos naturais de todos os nós pertencentes às células de influência de primeiro grau. Assim, as células de influência de segundo grau são maiores do que as células de influência de primeiro grau e, portanto, conduzem a melhores resultados numéricos. Apenas a determinação da célula de influência 2D foi apresentada, pois esta é mais simples de ser visualizada. No entanto, este conceito é aplicável em casos 3D.

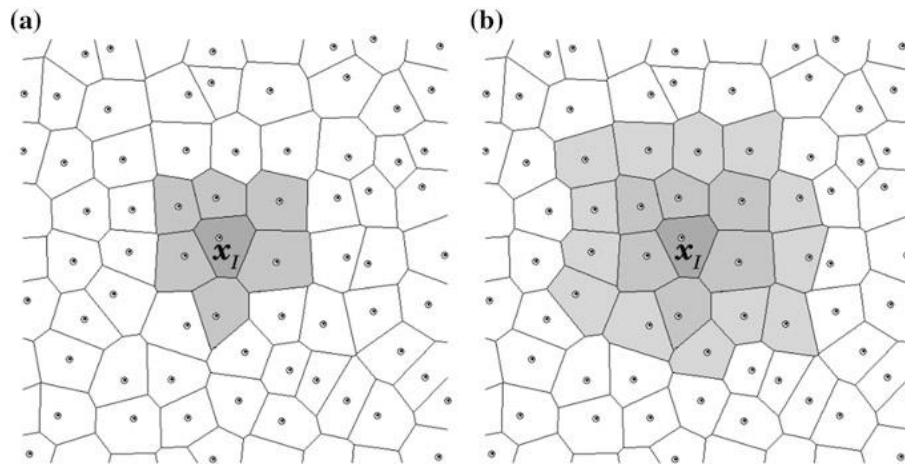


Fig. 4.8 - (a) Célula de influência de primeiro grau; (b) Célula de influência de segundo grau [28].

4.2.3.3. Integração Numérica

O NNRPIM utiliza o esquema de integração baseado nos nós que discretizam o problema. Este esquema foi proposto por Belinha e colegas de trabalho [28]. A vantagem mais importante deste esquema é que este é construído utilizando exclusivamente a informação espacial da distribuição nodal. Os métodos sem malha que utilizam esta técnica de integração numérica, são métodos verdadeiramente sem malha, uma vez que, nenhuma outra informação, para além da localização espacial dos nós que discretizam o domínio do problema, é necessária para: estabelecer a conectividade nodal, determinar os pontos de integração e construir as funções de forma. Desta forma, nesta seção é apresentado um esquema de integração inovador, baseado no diagrama de Voronoï e na triangulação de Delaunay.

Para que isto seja realizado, é necessário dividir cada uma das células de Voronoï do diagrama de Voronoï previamente obtido, em sub-células menores. Na Fig. 4.9 (a) é possível observar a célula de Voronoï contruída, V_I , do nó n_I , com base nos seus vizinhos naturais. Posteriormente, os cantos P_{li} da forma poligonal definida por V_I são determinados, Fig. 4.9 (a). Os pontos médios, M_{li} , entre o nó n_I e o seu vizinho, n_i , são obtidos, Fig. 4.9 (b). Assim, as células de Voronoï são divididas em n sub-células do quadrilátero, S_{li} , em que n é o número de vizinhos naturais do nó n_I , como se pode observar na Fig. 4.9 (b) e (c).

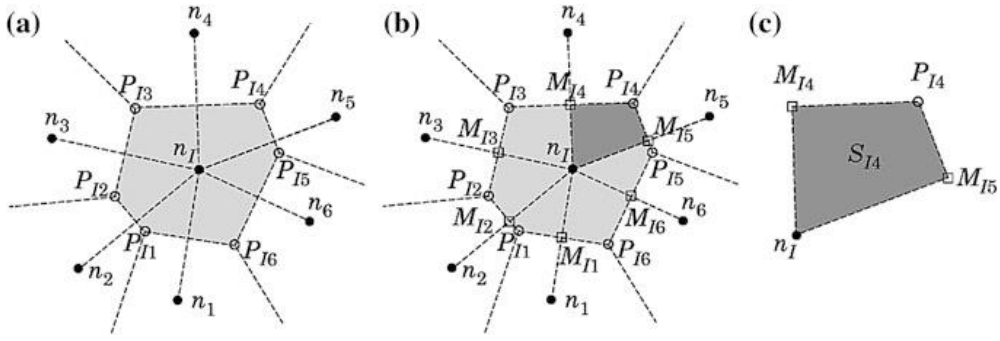


Fig. 4.9 - (a) Célula de Voronoï e respectivos pontos de interseção P_{ii} ; **(b)** Pontos médios M_{ii} e os respectivos quadriláteros obtidos; **(c)** Quadrilátero $n_i M_{i4} P_{i4} M_{i5}$ [28].

Se os nós $N = \{n_1, n_2, \dots, n_N\}$ que discretizam o domínio do problema $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ estão dispersos segundo uma distribuição nodal regular, as células de Voronoï são divididas em sub-células triangulares (Fig. 4.10), senão estas são divididas em sub-células quadrilaterais. Devido ao facto de ser sempre possível dividir uma célula Voronoï, V_I , em n sub-células, S_{li} , sendo n o número total de vizinhos naturais de n_i , portanto, a área da célula de Voronoï, V_I , pode ser determinada através da área das n sub-células, S_{li} ,

$$A_{V_I} = \sum_{i=1}^n A_{S_n}, \quad \forall A_{S_n} \geq 0 \quad (4.6)$$

sendo A_{V_I} a área da célula de Voronoï V_I , e A_{S_n} a área da sub-célula S_{li} .

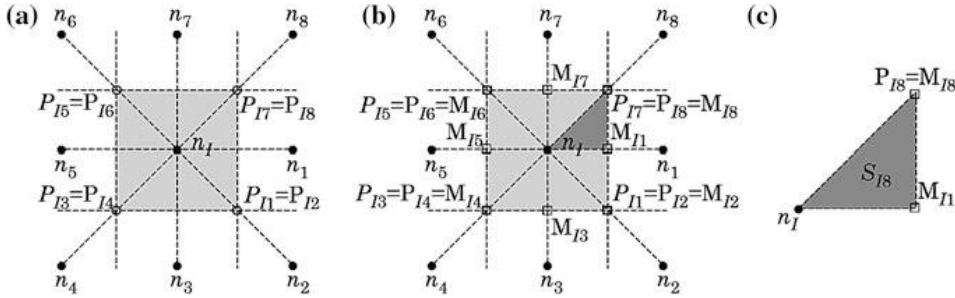


Fig. 4.10 - (a) Célula de Voronoï e respectivos pontos de interseção P_{ii} ; **(b)** Pontos médios M_{ii} e os respectivos triângulos obtidos; **(c)** Triângulo $n_i P_{i8} M_{i1}$ [28].

O esquema de integração mais simples que pode ser estabelecido, usando as sub-células em forma de triângulo e quadrilátero, é obtido através da inserção de um único ponto de integração no centro da sub-célula. Assim, a localização espacial de cada ponto de integração é determinada em cada sub-célula, conforme ilustrado na Fig. 4.11, sendo o peso de cada ponto de integração a área da respetiva sub-célula.

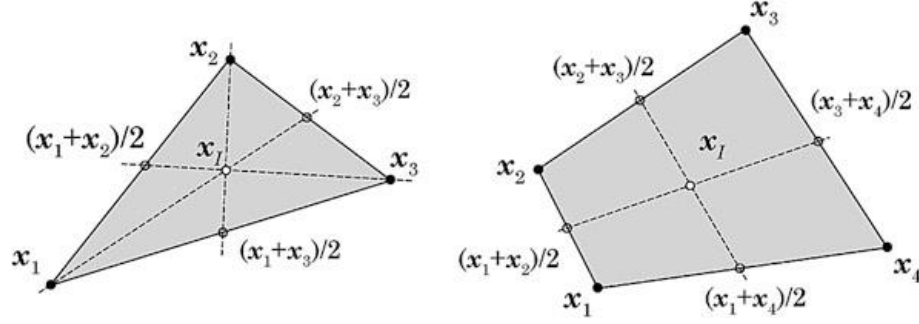


Fig. 4.11 - Triângulo e quadrilátero e os respectivos pontos de integração, x_I [28].

Assim, considerando uma sub-célula em forma de triângulo, a área é definida por:

$$A_I^{\triangle} = \frac{1}{2} \left| \det \begin{bmatrix} x_2 - x_1 & y_2 - y_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 \end{bmatrix} \right| \quad (4.7)$$

E para a sub-célula em forma de quadrilátero:

$$A_I^{\square} = \frac{1}{2} \left| \det \begin{bmatrix} x_2 - x_1 & y_2 - y_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 \end{bmatrix} + \det \begin{bmatrix} x_4 - x_1 & y_4 - y_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 \end{bmatrix} \right| \quad (4.8)$$

No exemplo da Fig. 4.11 apenas é considerado um ponto de integração, no entanto, é possível adicionar mais pontos de integração. Desta forma, as formas geométricas consideradas anteriormente Fig. 4.11, são subdivididas novamente, no entanto, neste caso, apenas como quadriláteros. Primeiramente, é determinado o centro da forma geométrica, de seguida os pontos médios dos cantos são obtidos, e os novos sub-quadriláteros são construídos (Fig. 4.12). É possível aplicar a quadratura de Gauss-Legendre aos sub-quadriláteros obtidos, para obter os pontos de integração. O processo encontra-se descrito na Sec. 4.2.2.2, para o RPIM. Neste processo cada sub-célula quadrilateral é preenchida com $k \times k$ pontos de integração. Na Fig. 4.12 são apresentados esquemas de integração para a sub-célula triangular e quadrilateral.

O peso de integração para cada ponto de integração x_I é obtido através da seguinte expressão,

$$\widehat{w}_I = w_{\eta} w_{\xi} \left(\frac{A^{\square}}{4} \right) \quad (4.9)$$

Sendo A^{\square} a área do sub-quadrilátero, que pode ser obtida através da Eq. (4.8), e w_{η} e w_{ξ} são os pesos da quadratura de Gauss-Legendre para uma célula quadrilateral isoparamétrica.

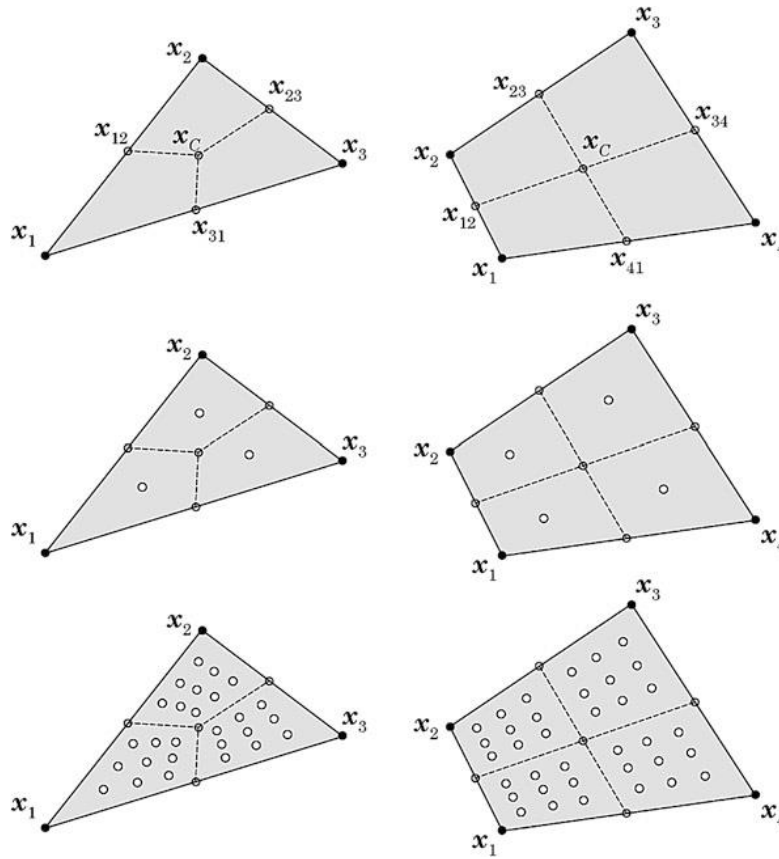


Fig. 4.12 - Triângulo e quadrilátero e os respectivos pontos de integração x_I , utilizando o esquema de integração de Gauss-Legendre [28].

4.2.4. Funções de Forma

Nos métodos sem malha, foram desenvolvidas diversas técnicas para obter as funções de forma. Algumas dessas técnicas constroem funções de aproximação, como por exemplo, o EFGM [122], o RKPM [124] e o MLPG [125]. No entanto, a grande desvantagem das funções de aproximação é a falta da propriedade delta Kronecker, o que dificulta a imposição das condições essenciais e naturais. Assim, as funções de interpolação para ambos os métodos são determinadas através do RPI (*Radial Point Interpolators*) [131], que combina funções de base radial com funções polinomiais. A combinação dessas funções elimina algumas questões, como possíveis singularidades criadas por métodos que usam apenas funções polinomiais. Para além disso, a função resultante possui a propriedade delta Kronecker, satisfazendo a seguinte condição:

$$\varphi_i(x_j) = \delta_{ij} \quad (4.10)$$

onde δ_{ij} é o delta de Kronecker, $\delta_{ij} = 1$ se $i = j$ e $\delta_{ij} = 0$ se $i \neq j$. Esta propriedade simplifica muito o processo de imposição das condições de fronteira essenciais, pois permite aplicá-las diretamente na matriz rigidez.

Considerando um ponto de interesse $x_I \in \Omega$, com uma célula de influência contendo n nós, $X_I = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \in \Omega$, sendo $x_I \in \mathbb{R}^d$ e $X_I \in X$. Por definição, assume-se que apenas os nós dentro de célula de influência do ponto de interesse x_I têm efeito em $u(x_I)$. Agora, considerando a função $u(x)$ definida no domínio $\Omega \subset \mathbb{R}^d$, sendo o valor da função $u(x_I)$ no ponto de interesse x_I definido por,

$$u(\mathbf{x}_I) = \sum_{i=1}^n R_i(\mathbf{x}_I) \cdot a_i(\mathbf{x}_I) + \sum_{j=1}^m p_j(\mathbf{x}_I) \cdot b_j(\mathbf{x}_I) = \mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I) \cdot \mathbf{a}(\mathbf{x}_I) + \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) \cdot \mathbf{b}(\mathbf{x}_I) \quad (4.11)$$

Onde $R_i(\mathbf{x}_I)$ é a função de base radial (*Radial Basis Function* - RBF), n é o número de nós dentro da célula de influência \mathbf{x}_I . Os coeficientes $a_i(\mathbf{x}_I)$ e $b_j(\mathbf{x}_I)$ são coeficientes não constantes de $R_i(\mathbf{x}_I)$ e $p_j(\mathbf{x}_I)$, respetivamente. m é o termo polinomial que geralmente $m < n$. Os vetores da Eq. (4.11) são definidos como:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I) &= \{R_1(\mathbf{x}_I), R_2(\mathbf{x}_I), \dots, R_n(\mathbf{x}_I)\}, \\ \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I) &= \{p_1(\mathbf{x}_I), p_2(\mathbf{x}_I), \dots, p_m(\mathbf{x}_I)\}, \\ \mathbf{a}^T(\mathbf{x}_I) &= \{a_1(\mathbf{x}_I), a_2(\mathbf{x}_I), \dots, a_n(\mathbf{x}_I)\}, \\ \mathbf{b}^T(\mathbf{x}_I) &= \{b_1(\mathbf{x}_I), b_2(\mathbf{x}_I), \dots, b_m(\mathbf{x}_I)\}. \end{aligned} \quad (4.12)$$

Em RBF a variável é a distância r_{li} entre o nó relevante \mathbf{x}_I e o nó vizinho \mathbf{x}_I . Assim para o espaço tridimensional tem-se:

$$r_{li} = \sqrt{(x_I - x_i)^2 + (y_I - y_i)^2 + (z_I - z_i)^2} \quad (4.13)$$

Os termos das funções de base polinomiais são os seguintes, considerando uma análise 3D:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \{1, x, y, z, x^2, xy, y^2, yz, z^2, zx\}; \quad m = 10 \quad (4.14)$$

Considerando a Eq. (4.11) para cada nó dentro do domínio da célula de influência e incluindo uma equação extra, para garantir uma solução única,

$$\sum_{i=1}^n p_j(\mathbf{x}_i) a_i(\mathbf{x}_i) = 0, \quad j = 1, 2, \dots, m. \quad (4.15)$$

um sistema de equações, definido na Eq. (4.16) é obtido:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_Q & \mathbf{P}_m \\ \mathbf{P}_m^T & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{G} \begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix}, \quad (4.16)$$

onde,

$$\mathbf{u}_s = \{u_1, u_2, \dots, u_n\}^T \quad (4.17)$$

$$\mathbf{R}_Q = \begin{bmatrix} R(r_{11}) & R(r_{21}) & \dots & R(r_{l1}) \\ R(r_{21}) & R(r_{22}) & \dots & R(r_{2n}) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R(r_{n1}) & R(r_{n2}) & \dots & R(r_{nn}) \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

e a base polinomial, para um problema 3D, é representada como,

$$\mathbf{P}_m = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_n \\ y_1 & y_2 & \dots & y_n \\ z_1 & z_2 & \dots & z_n \end{bmatrix}^T \quad (4.19)$$

Deve-se notar que, a matriz geométrica G é uma matriz simétrica, porque a distância é independente da direção, isto é, $R(r_{ij}) = R(r_{ji})$. Assim, ao resolver a Eq. (4.16), é possível obter uma solução única:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{a} \\ \mathbf{b} \end{Bmatrix} = \mathbf{G}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.20)$$

e substituindo na Eq. (4.11), obtem-se:

$$u(\mathbf{x}_I) = \{\mathbf{R}^T(\mathbf{x}_I), \mathbf{p}^T(\mathbf{x}_I)\} \mathbf{G}^{-1} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_s \\ 0 \end{Bmatrix} = \varphi(\mathbf{x}_I) \mathbf{u}_s \quad (4.21)$$

onde $\varphi(\mathbf{x})$ é a função de forma definida por,

$$\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{x}_I) = \{\varphi_1(\mathbf{x}_I), \varphi_2(\mathbf{x}_I), \dots, \varphi_n(\mathbf{x}_I)\} \quad (4.22)$$

Como já referido, as funções de forma tanto do RPIM como do NNRPIM, respeitam a propriedade delta Kronecker, Eq. (4.10). Isto significa que, estas funções passam por cada nó dentro do domínio de influência, em oposição às funções de forma de aproximação. Ao comparar as funções de aproximação com as de interpolação, estas últimas têm custos computacionais mais reduzidos, devido ao uso de métodos de imposição direta (como a técnica de penalidade) para impor as condições de fronteira essenciais e naturais.

Capítulo 5

Mecânica dos Sólidos

Neste capítulo irão ser apresentados os fundamentos mecânicos utilizados nas aplicações numéricas apresentadas neste trabalho. Em primeiro lugar, será realizada uma breve exposição da formulação contínua, onde são apresentados os conceitos de tensão e deformação, e as equações constitutivas. Depois, apresenta-se a Formulação Fraca utilizada e o consequente sistema de equações discretas.

5.1. Fundamentos

Quando um corpo se encontra sujeito a uma carga ou força este, consequentemente, encontra-se sob tensão. Estas tensões dão origem a deformações que podem ser interpretadas como deslocamentos relativos. A mecânica dos sólidos e estrutural estuda, para uma determinada condição sólida ou de limite (forças externas e condições de fronteira), a relação entre a tensão e deformação, e a relação entre a deformação e deslocamento [28].

A alteração da configuração do corpo, definida pelos termos da tensão e deformação, permite expressar o trabalho virtual como um integral sobre o volume corporal conhecido. Tanto o tensor das deformações como o tensor das tensões são referidos no mesmo estado deformado. O tensor de Cauchy, representado pelo símbolo Λ , representa as tensões da configuração atual, e pode ser definido como,

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

Este trabalho utiliza a notação Voigt, que expressa os tensores em vetores de coluna. Desta forma, o tensor de tensão Λ é reduzido ao vetor de tensão σ ,

$$\sigma = \{\sigma_{xx} \ \sigma_{yy} \ \sigma_{zz} \ \sigma_{xy} \ \sigma_{yz} \ \sigma_{zx}\}^T \quad (5.2)$$

e o tensor de deformação E , para o vetor de deformação ε ,

$$\varepsilon = \{\varepsilon_{xx} \ \varepsilon_{yy} \ \varepsilon_{zz} \ \varepsilon_{xy} \ \varepsilon_{yz} \ \varepsilon_{zx}\}^T \quad (5.3)$$

Os sólidos podem mostrar comportamentos diferentes, dependendo da relação representada pela curva tensão-deformação (Fig. 5.1). Estes podem ser materiais elásticos, ou seja, a deformação causada pela carga desaparece por completo, quando esta é retirada; ou podem ser plásticos, a deformação permanece, mesmo após o processo de descarga total. Todos os sólidos utilizados neste trabalho são considerados linear-elásticos. Os materiais podem também ser anisotrópicos, ou seja, as propriedades mecânicas do material variam com a direção. Este tipo de material requer um grande número de constantes para ser definido, e dessa forma, é mais frequente considerar em simulações o material como isotrópico. Os materiais isotrópicos apenas necessitam de duas variáveis independentes para serem definidos, que são, nomeadamente o módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν). Assim, a relação entre a tensão e a deformação no domínio sólido, é dada pela lei generalizada de Hooke,

$$\sigma = c \varepsilon \quad (5.4)$$

onde c é a matriz constitutiva do material, definida por $c = s^{-1}$. A partir da Eq. (5.4) a seguinte relação pode ser estabelecida,

$$\varepsilon = c^{-1} \sigma \quad (5.5)$$

sendo s definido para o caso 3D como,

$$s = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yx}}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zx}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_{xx}} & \frac{1}{E_{yy}} & -\frac{\nu_{zy}}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_{xx}} & -\frac{\nu_{yz}}{E_{yy}} & \frac{1}{E_{zz}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{zx}} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

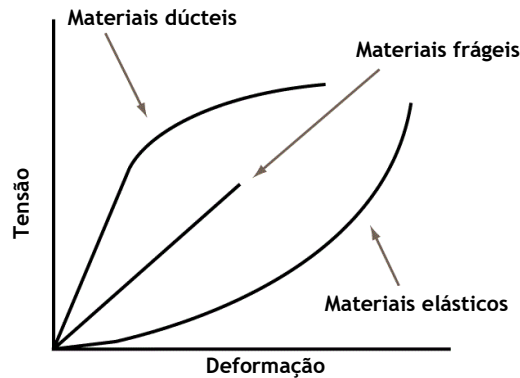


Fig. 5.1 - Curva tensão-deformação para diferentes materiais.

A matriz constitutiva do material, c , é obtida pelo inverso da matriz de conformidade do material, s , que é aqui definido para um material anisotrópico tridimensional. Os elementos da matriz s são obtidos experimentalmente. E_{ii} é o módulo de elasticidade na direção i ; ν_{ij} é o coeficiente de Poisson que caracteriza a taxa de deformação na direção j , quando uma força é aplicada na direção i ; G_{ij} é o módulo de cisalhamento que caracteriza o ângulo de variação entre as direções i e j . Devido à simetria, a seguinte relação pode ser estabelecida,

$$E_i \nu_{ji} = E_j \nu_{ij} \quad (5.7)$$

Agora considerando o campo de deslocamento dado por $i = \{u, v, w\}$, os componentes de deformação na direção x , y e z , respetivamente, são expressos como,

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x}$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}$$

$$\varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z}$$

(5.8)

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}$$

$$\gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}$$

Assim o vetor de deformação pode ser expresso pela combinação de um operador diferencial e o campo de deslocamento, \mathbf{u} ,

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{L} \mathbf{u} \quad (5.9)$$

Onde \mathbf{L} é dado por,

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad (5.10)$$

5.2. Formulação Fraca

O sistema de equações diferenciais parciais que rege o fenómeno físico estudado, são as equações do sistema de Formulação Forte. Em problemas complexos de engenharia prática, é extremamente difícil obter a solução exata das equações do sistema de Formulação Forte, por essa razão, a Formulação Fraca é preferencialmente utilizada para obter uma solução aproximada.

5.2.1. Formulação Fraca de Galerkin

Neste trabalho, o sistema de equações discretas é obtido através da Formulação Fraca de Galerkin, que consiste em um método variacional baseado no princípio da energia.

Considerando um sólido com um domínio Ω , delimitado por Γ , Fig. 5.2, onde $\Gamma \in \Omega: \Gamma_u \cup \Gamma_t = \Gamma \wedge \Gamma_u \cap \Gamma_t = \emptyset$. A superfície sólida contínua na qual as forças externas \bar{t} são aplicadas é denotada por Γ_t (condição de fronteira essencial) e a superfície onde os deslocamentos são restritos é denotada como Γ_u (condição de fronteira natural), as equações de equilíbrio que regem o problema elasto-estático linear são definidas como,

$$\nabla \Lambda + \mathbf{b} = 0 \quad (5.11)$$

em que Δ é o operador de divergência, \mathbf{b} a força do corpo por unidade de volume, e Λ o tensor da tensão de Cauchy, conforme referido na Eq. (5.1).

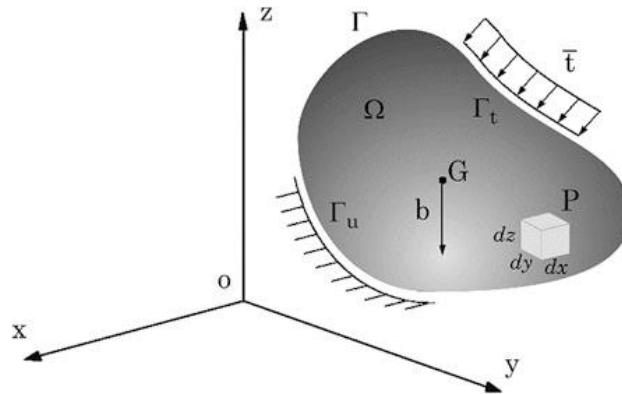


Fig. 5.2 - Corpo contínuo sujeito a forças de volume e forças externas [28].

De acordo com a Formulação Fraca de Galerkin, a solução real é aquela que minimiza a função de Lagrange, L , dada por,

$$L = T - U + W_f \quad (5.12)$$

sendo T a energia cinética, U a energia de deformação e W_f é o trabalho produzido pelas forças externas. A energia cinética é definida por,

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega \quad (5.13)$$

onde o volume sólido é definido por Ω , $\dot{\mathbf{u}}$ é a primeira derivada do deslocamento em relação ao tempo, e ρ é a densidade de massa sólida. A energia de deformação para materiais elásticos, é definida como,

$$U = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega \quad (5.14)$$

sendo $\boldsymbol{\varepsilon}$ o vetor deformação e $\boldsymbol{\sigma}$ o vetor tensão. O trabalho produzido pelas forças externas pode ser expresso da seguinte forma,

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad (5.15)$$

em que \mathbf{u} representa o deslocamento, \mathbf{b} as forças do corpo e Γ_t o limite de tração, onde as forças externas são aplicadas. Portanto, através da substituição na Eq. (5.12), pelos termos descritos anteriormente, obtemos a Formulação Fraca de Galerkin, que pode ser reescrita como,

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \quad (5.16)$$

Minimizando,

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} \left[\frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \right] dt = 0 \quad (5.17)$$

Movendo o operador de variação, δ , dentro dos integrais,

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[\frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}}) d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t \right] dt = 0 \quad (5.18)$$

A função integrando no primeiro termo integral pode ser escrita como,

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} + \boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} \quad (5.19)$$

em que $\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma} = (\boldsymbol{\varepsilon}^T \delta \boldsymbol{\sigma})^T = \delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon}$. Usando a equação constitutiva (Eq. (5.4)) e a propriedade simétrica da matriz do material, $\mathbf{c}^T = \mathbf{c}$, é possível escrever,

$$\delta \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta(\mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon})^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c}^T \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \mathbf{c} \boldsymbol{\varepsilon} = \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (5.20)$$

Consequentemente, a Eq. (5.20) fica,

$$\delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) = 2\delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \quad (5.21)$$

Retomando a Eq. (5.19), esta pode ser expressa como,

$$-\rho \int_{\Omega} (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t = 0 \quad (5.22)$$

Considerando a relação tensão-deformação (Eq. (5.4)), e a relação de deslocamento-deformação (Eq. (5.9)), a Eq. (5.23) pode ser rearranjada na seguinte expressão:

$$\int_{\Omega} (\delta \mathbf{L} \mathbf{u})^T \mathbf{c}(\mathbf{L} \mathbf{u}) d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma_t + \int_{\Omega} \rho (\delta \mathbf{u}^T \ddot{\mathbf{u}}) d\Omega = 0 \quad (5.23)$$

esta é a formulação genérica de Galerkin escrita em termos de deslocamento, bastante útil em problemas mecânicos sólidos. Em problemas estáticos, o quarto termo da Eq. (5.23), correspondente à parte dinâmica (variação da energia cinética), desaparece.

5.3. Sistema de Equações Discretas

As equações discretas para os métodos sem malha são obtidas a partir do princípio do trabalho virtual, utilizando as funções de forma como funções de teste. O domínio Ω é discretizado numa distribuição nodal, e cada nó possui um “domínio de influência”, que impõe a conectividade nodal entre os nós vizinhos. Assim, a aproximação do campo variável num ponto de integração x_I é dado por,

$$\mathbf{u}(x_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) \mathbf{u}_i \quad (5.24)$$

em que $\varphi_i(x_I)$ é a função de interpolação sem malha e \mathbf{u} é o vetor de parâmetros nodais dos n nós pertencentes ao domínio de influência do ponto de integração x_I .

Pelo princípio do trabalho virtual, a função de teste ou o deslocamento virtual num ponto de integração x_I é definido como,

$$\delta \mathbf{u}(x_I) = \sum_{i=1}^n \varphi_i(x_I) \delta \mathbf{u}_i \quad (5.25)$$

Onde $\delta \mathbf{u}_i$ corresponde ao valor do nó para a função de teste. Este valor pode ser substituído na Eq. (5.23), obtendo-se,

$$\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \delta \mathbf{U}_i^T \int_{\Omega} \mathbf{B}_i^T \mathbf{c} \mathbf{B} d\Omega \mathbf{u} - \sum_{i=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \varphi_i^T(x_i) \mathbf{b} d\Omega - \sum_{i=1}^n \delta \mathbf{u}_i^T \int_{\Omega} \varphi_i^T(x_i) \bar{\mathbf{t}} d\Omega = 0 \quad (5.26)$$

onde a matriz deformação é dada por,

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} \\ 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial \varphi_i}{\partial y} & \frac{\partial \varphi_i}{\partial x} \end{bmatrix}^T \quad (5.27)$$

sendo $i = \{1, 2, \dots, n\}$ a ordem do nó dentro do domínio de influência de x_I .

A Eq. (5.26) pode ser representada da seguinte forma,

$$\delta \mathbf{U}^T (\mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{F}) = 0 \quad (5.28)$$

onde \mathbf{F} corresponde à soma do segundo e terceiro termo da Eq. (5.26).

Assim, a Eq. (5.28) pode ser finalmente traduzida na seguinte equação linear,

$$(\mathbf{K} \mathbf{u} - \mathbf{F}) = 0 \quad (5.29)$$

Os limites essenciais podem ser aplicados diretamente na matriz de rigidez, \mathbf{K} , se as funções de forma do método sem malha possuírem, a propriedade delta Kronecker.

Considerando o campo das tensões e deformações, a densidade de energia de deformação, SED, para cada ponto de interesse x_I , para um caso de carga específico, pode ser determinada através da seguinte expressão:

$$U(\mathbf{x}_I) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_I} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{x}_I) d\Omega_I \quad (5.30)$$

Por sua vez, as tensões principais $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{x}_I)$ para o ponto de interesse, \mathbf{x}_I , são obtidas através do tensor das tensões de Cauchy $\boldsymbol{\Lambda}(\mathbf{x}_I)$ utilizando a expressão,

$$\det \left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad (5.31)$$

As direções principais $n((\mathbf{x}_I)_i) = \{n_x((\mathbf{x}_I)_i), n_y((\mathbf{x}_I)_i), n_z((\mathbf{x}_I)_i)\}^T$ podem ser obtidas através da expressão,

$$\det \left(\begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} - \sigma(\mathbf{x}_I) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \begin{Bmatrix} n_x(\mathbf{x}_I)_i \\ n_y(\mathbf{x}_I)_i \\ n_z(\mathbf{x}_I)_i \end{Bmatrix} = 0 \quad (5.32)$$

Através das tensões principais obtidas é possível obter a tensão efetiva de von Mises para cada ponto de interesse, \mathbf{x}_I , ou seja,

$$\bar{\sigma}(\mathbf{x}_I) = \sqrt{\frac{1}{2} ((\sigma(\mathbf{x}_I)_1 - \sigma(\mathbf{x}_I)_2)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_2 - \sigma(\mathbf{x}_I)_3)^2 + (\sigma(\mathbf{x}_I)_3 - \sigma(\mathbf{x}_I)_1)^2)} \quad (5.33)$$

Capítulo 6

Estado da Arte

6.1. Métodos de Elementos Finitos

6.1.1. Geometria do Modelo

Atualmente, o método de elementos finitos (MEF) desempenha um papel fundamental no estudo biomecânico. O MEF é um método numérico de aproximação que permite solucionar problemas de engenharia, para os quais é difícil de obter uma solução analítica exata.

O MEF foi introduzido na biomecânica ortopédica em 1972 para avaliar tensões em ossos humanos [133]. Desde então, continuou a ser aplicado com frequência crescente para análises de estruturas biológicas, prótese ósseas, dispositivos de fixação de fraturas e vários outros tipos de biotécidos. Na área da implantologia, o primeiro modelo de elementos finitos foi desenvolvido por Weinstein [134] em 1976. Este modelo foi obtido através de uma análise quantitativa de seções do implante inserido na mandíbula, dando origem a um modelo bidimensional (2D), constituído por elementos retangulares e triangulares (Fig. 6.1 (a)). Mais tarde, o mesmo autor desenvolveu um modelo tridimensional, através da conexão de imagens 2D das seções bucal-lingual, formando uma rede tridimensional de elementos hexaédricos e tetraédricos (Fig. 6.1 (b)) [135].

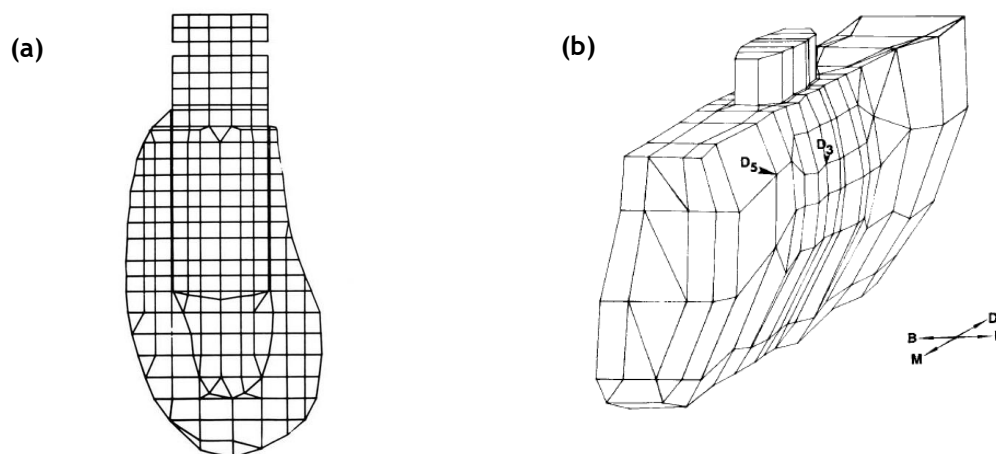


Fig. 6.1 - Representação do modelo de elementos finitos: (a) bidimensional [134]; (b) tridimensional [135].

Outros estudos MEF também desenvolveram modelos 3D [136], [137], [138], [139], [140], [141], [142], [143], [144], no entanto os modelos 2D [145], [146], [147], [148], ainda são utilizados atualmente, pois embora o tempo necessário para criar um modelo seja cada vez menor com o avanço da tecnologia, ainda há uma economia de tempo e custo que justifica o uso de modelos 2D, ao invés de um modelo 3D. Para além disso, um modelo 2D é tão eficiente e preciso quanto um modelo 3D [146].

Diversos estudos consideram a mandíbula como um bloco ou sólido retangular [142], [149] [150], [138], no entanto, para a realização de simulações mais fiáveis, é necessário a criação de modelos mais detalhados. Este objetivo é alcançado através da utilização de imagens médicas para extração da forma e geometria da estrutura óssea a estudar, permitindo prever com uma melhor precisão o risco de fraturas, e consequentemente um melhor diagnóstico da estabilidade mecânica da estrutura óssea e terapia de reabilitação.

Existem diversos métodos de processamento de imagens que podem ser utilizados para construção do modelo e subsequente análise MEF, como a ressonância magnética, a tomografia computadorizada e o ultrassom [151]. O método mais utilizado para a aquisição destas imagens radiográficas é a Tomografia Axial Computorizada (TAC). Foi desenvolvida em 1972 pelo engenheiro Godfrey Hounsfield, que, com esta descoberta, em 1979 recebeu o prémio nobel em Medicina e Fisiologia, juntamente com o físico Allan Cormack. Este exame permite a caracterização das propriedades mecânicas da estrutura óssea, através das informações da densidade radiográfica. Para além disso, hoje em dia é muito usado como um método de rotina pois é uma forma viável para determinar a geometria dos ossos *in vivo* [145], [146], [140], [147], [141], [143], [148], [144]. Um exemplo de um modelo obtido através de uma TAC é apresentado na Fig. 6.2.

De forma a ser possível obter estas imagens, foram desenvolvidos diversos programas que permitem a segmentação das imagens. Alguns geram diretamente a malha, para executar a simulação do modelo de elementos finitos, outros podem ser usados para segmentar a geometria do tecido automaticamente e fornecer o formato STL da superfície (por exemplo, o programa comercial Mimics). Com o ficheiro STL é possível, utilizando um *software* específico (por exemplo o programa comercial FEMAP), construir uma malha de elementos finitos. Este processo de segmentação de imagem é um dos procedimentos mais demorados na análise de elementos finitos [152].

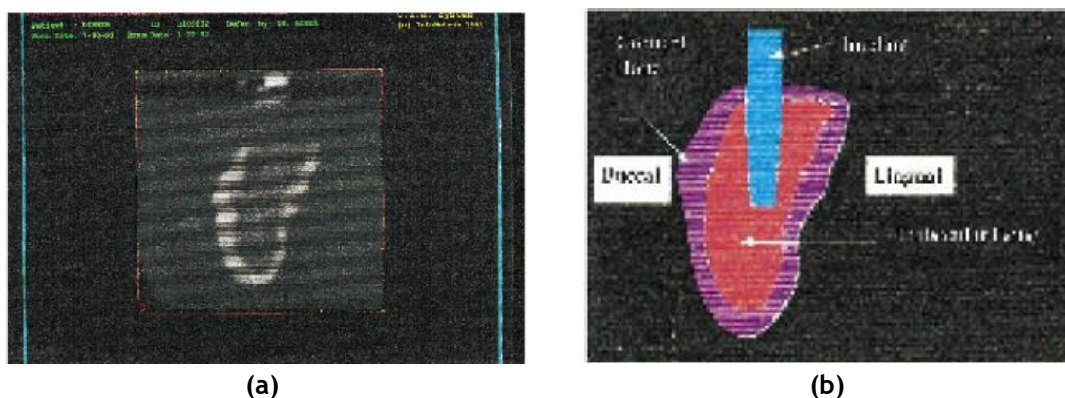


Fig. 6.2 - (a) Imagem da seção da mandíbula posterior de um paciente real, obtida através de uma TAC. (b) Modelo bidimensional obtido através da imagem TAC [146].

6.1.2. Cargas

Os implantes dentários estão submetidos a diversas cargas quando são colocados em função. Estas cargas são designadas de cargas oclusais, e são produzidas pelos músculos intervenientes na mastigação. Elas podem variar quanto à magnitude, frequência e duração, dependendo dos hábitos do paciente.

Ao aplicar o método de elementos finitos para análise de implantes dentários, é importante considerar não apenas as cargas axiais e horizontais, mas também, as cargas oblíquas, pois estas representam direções de mordida mais realistas e podem produzir forças maiores que causam, consequentemente, maiores tensões e deformações no implante e no osso [153]. Desta forma, deve-se especificar qual a magnitude e o ângulo (no caso das cargas oblíquas) a utilizar na simulação.

A magnitude das forças aplicadas em estudos MEF são provenientes da literatura e de estudos realizados através de medidores de tensão, dispositivos telemétricos ou por simulações numéricas. A carga aplicada num implante dentário consiste em duas componentes, a componente vertical (F_v) e a componente horizontal (F_h), que sobrepostas irão formar a componente resultante (F_o) (Fig. 6.3). As forças com maior magnitude ocorrem ao longo da direção axial e podem variar para um dente natural entre 400 a 900 N e para um implante dentário entre 40 a 400 N. Estas cargas são mais baixas quando se trata de uma dentadura completa, variando entre 150 N a 300 N, embora proporcionem um estímulo suficiente para manter a massa óssea [154]. Para o carregamento horizontal, as cargas variam entre 0 a 150 N. Assim, a carga resultante, pode variar entre 0 a 450 N.

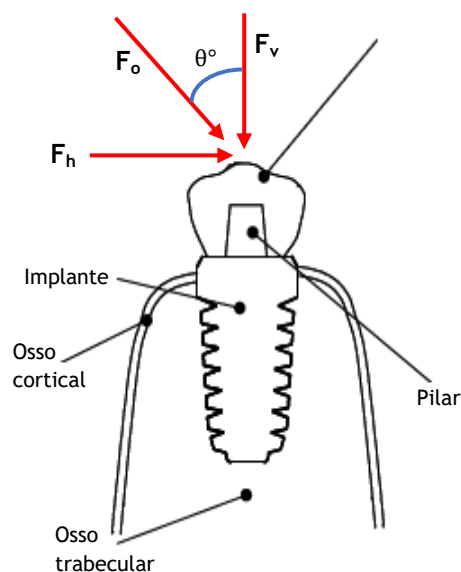


Fig. 6.3 - Forças horizontal(F_h), vertical (F_v) e resultante (F_o). (Adaptado de [44]).

Alguns trabalhos MEF [147], [148] consideraram uma carga oblíqua de 100N e uma pressão de 500 kPa aplicada uniformemente na superfície externa do osso cortical, com o objetivo de simular o efeito da curvatura da mandíbula. No entanto, existe alguma divergência nos valores a considerar. Por exemplo, Huang et al. [140] aplicaram apenas uma carga oblíqua de 100 N. Cintia e Milani [143], por sua vez, assumiram uma carga vertical e oblíqua com uma magnitude 100 N. Williams [136] e Tada et al. [137] consideraram ambos uma carga vertical de 100 N e uma carga horizontal de 50 N e 20 N, respetivamente. Enquanto Steen et al. [155] utilizou uma carga vertical de 35 N, uma carga horizontal de 10 N e uma carga oblíqua de 70 N. Todos estes valores estão resumidos na Tab. 6.1.

Tab. 6.1 - Magnitude e tipos de cargas utilizadas em estudos de análise de elementos finitos.

Fonte	Chou et al. [147]	Lian et al. [148]	Huang et al. [140]	Tada et al. [137]	Cintia e Milani [143]	Williams et al. [136]	Steen et al. [155]
Carga vertical (N)	-	-		100	100	100	35
Carga horizontal (N)	-	-		20	-	50	10
Carga oblíqua (N)	100	100	100	-	100	-	70
Ângulo	11°	11°	45°	-	30°	-	30°

De forma a produzir previsões mais realistas e precisas do comportamento do implante e do osso, é também necessário definir qual o ângulo entre a carga oblíqua e o eixo vertical. Diversos estudos MEF, consideram uma carga oclusal com um ângulo de aproximadamente 11° [144], [147], [148], [149], no entanto, outros estudos consideraram outros ângulos [140], [143], [155]. Desta forma, diversos trabalhos MEF foram realizados com o objetivo de investigar qual o efeito do ângulo de aplicação da carga, na tensão e deformação provocada no implante dentário e no osso [156], [153], [146], [142].

Holmgren et al. [146] demonstraram que as cargas oblíquas e horizontais causam uma maior tensão no implante, osso cortical e trabecular, do que as cargas verticais. Na maioria dos casos, a carga oblíqua cria uma tensão maior que a carga horizontal, o que implica que os estudos que examinam simplesmente uma força de mordida horizontal por si só não são suficientes.

No trabalho desenvolvido por Watanabe et al. [153], foi investigada a distribuição das tensões máximas (tensões de compressão e tração), causadas pela variação da direção e posição de aplicação da carga. Foram consideradas duas cargas, uma axial (0°) e outra oblíqua (45°), aplicadas em diferentes posições da coroa, nomeadamente no centro desta e nas pontas da cúspide. A principal conclusão deste trabalho foi que a aplicação da carga oblíqua para além de produzir maiores tensões que a carga axial, estas foram mais pronunciadas quando a carga foi aplicada nas pontas da cúspide do que no centro da coroa. As tensões de compressão foram mais pronunciadas na área da crista do osso cortical, próximo de ponto de carregamento, e as tensões de tração no lado oposto.

Qian et al. [142] variaram o ângulo de aplicação da carga, entre 0° a 85° (Fig. 6.4 (a)). As tensões máximas observadas no implante localizaram-se na região do pescoço, perto da borda superior do osso cortical. Em condições de carga oblíqua, os campos de tensão/deformação apresentaram um padrão assimétrico, com valores máximos localizados no lado lingual (na direção de aplicação da força), enquanto no caso do carregamento axial, exibiram um padrão simétrico, como se pode observar na Fig. 6.4 (b). O mesmo foi observado na distribuição da tensão no osso ((Fig. 6.4 (c))). Quanto à distribuição da deformação no osso, verificaram-se algumas diferenças. Os valores máximos foram localizados perto do ápice do implante, para pequenos ângulos de carga, enquanto que gradualmente se deslocou em direção ao osso cortical, para maiores ângulos de carga ((Fig. 6.4 (d)))

Ambos os estudos [156], [153], [146], [142], concluíram que um aumento de aplicação do ângulo da força aumenta as concentrações de tensão/deformação na região do pescoço e, assim, aumenta os valores máximos de tensão/deformação no osso. A situação de carga oblíqua é considerada a condição de carregamento mais severa, e é sugerido pela literatura que esta deve ser evitada o máximo possível.

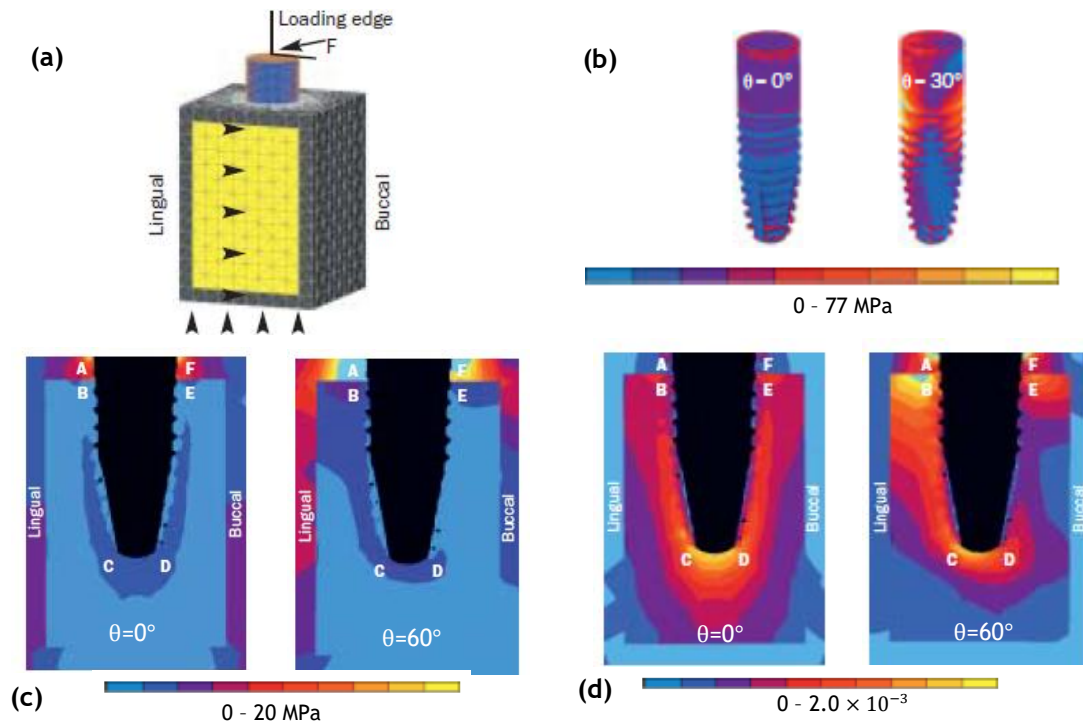


Fig. 6.4 - (a) Modelo 3D (b) Distribuição da tensão no implante (c) Distribuição da tensão no osso; (d) Distribuição da deformação no osso [142].

Na literatura, a maioria dos investigadores consideram cargas estáticas, no entanto, o efeito do carregamento dinâmico e de fadiga deve ser levado em consideração para não causar fratura ou falha do implante. Zhang e Chen [157] e Kayabsi et al. [150] compararam a tensão máxima na interface osso/implante provocada por um carregamento estático e outro dinâmico. Ambos os estudos obtiveram maiores tensões quando foi considerada uma carga dinâmica aplicada no modelo, em comparação com a carga estática.

6.1.3. Condições de Fronteira

Na maioria dos estudos MEF, as condições de fronteira são definidas no campo relativamente mais distante, como mostrado na Fig. 6.5 (a) [137], [158], [159]. No entanto, outros trabalhos consideram um modelo de elementos finitos mais realista, incluindo as condições de fronteira que representam os músculos da mastigação e da articulação temporomandibular, ou seja, consideram a anatomia do sistema muscular de suporte (Fig. 6.5 (b)) [160], [161].

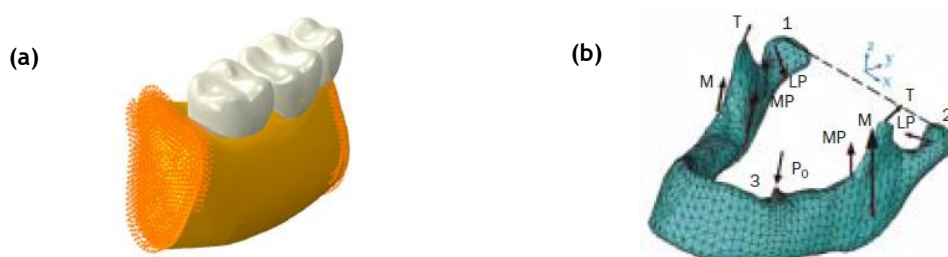


Fig. 6.5 - Condições de fronteira utilizados em trabalhos MEF: (a) definidas no campo mais distante [159]; (b) consideram os músculos da mastigação e a articulação temporomandibular [160]. Em que, T: músculo temporal; M: Masséter; MP: músculo pterigóide medial; LP: músculo pterigóide lateral; P0: aplicação da força.

6.1.4. Caracterização (desenho) do implante

6.1.4.1. Comprimento e diâmetro

A escolha do comprimento e diâmetro do implante na simulação de elementos finitos tem uma influência significativa na distribuição da tensão no implante e no osso circundante. Himmlová et al. [138], Baggi et al. [141], Qian et al. [142], Holmgren et al. [146] estudaram a tensão obtida no implante, osso cortical e trabecular, através da variação do diâmetro do implante. Os valores máximos de tensão foram medidos nos elementos pertencentes ao osso cortical, nomeadamente no pescoço, verificando-se que à medida que o diâmetro do implante aumenta a quantidade de tensão diminui, aumentando assim a probabilidade de sucesso do implante. No entanto, verificou-se que acima de um certo valor de diâmetro a tensão observada no implante, no osso cortical e trabecular começa a aumentar [146], [138]. Esta tendência implica que a morfologia do osso não é capaz de acomodar um implante, cujo diâmetro exceda um determinado valor ótimo. Ou seja, o implante a partir de um certo valor de diâmetro começa a infringir a quantidade de espaço disponível dentro da secção da mandíbula e, consequentemente, é considerado um implante de tamanho inadequado. Desta forma, com a intuito de aumentar a integridade estrutural implante/osso é importante considerar cuidadosamente a morfologia do osso envolvido. A Fig. 6.6 mostra os contornos de tensão para os elementos pertencentes ao osso cortical (considerar o implante entre os elementos selecionados), mais próximo da interface osso cortical e implante, para os diferentes implantes dentários utilizados no estudo desenvolvido por [146].

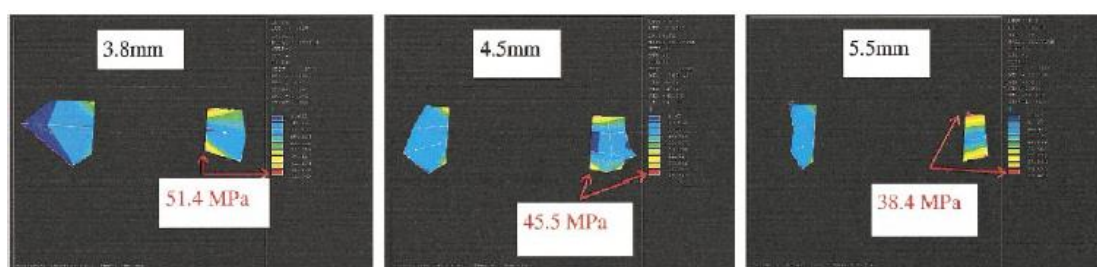


Fig. 6.6 - Elementos pertencentes ao osso cortical. Comparação da tensão por diâmetro do implante. As magnitudes da tensão máxima (vermelho) diminuem com o aumento do diâmetro do implante. [146].

Alguns destes trabalhos, estudaram também a influência do comprimento do implante na distribuição da tensão [137], [138], [141], [142]. Observaram uma maior distribuição da tensão no osso crestal que circundava o implante com o aumento do comprimento, no entanto, esta diminuição não foi tão acentuada como a verificada pelo aumento do diâmetro. Os valores de tensão e as áreas de concentração diminuíram para o osso cortical quando o diâmetro do implante aumentou, enquanto as distribuições de tensão foram mais efetivas para o osso trabecular com o aumento do comprimento do implante. Ou seja, o diâmetro do implante afeta os picos de tensão no osso cortical, mas não na região trabecular, enquanto os valores de tensão e distribuição na interface do osso trabecular e implante, é influenciada principalmente pelo comprimento do implante. No entanto, para controlar o risco de sobrecarga óssea e para melhorar o desempenho baseado na tensão biomecânica do implante, os resultados numéricos destes estudos sugerem que o diâmetro do implante é considerado o parâmetro da geometria mais importante e eficaz, quando comparado com o comprimento do implante.

6.1.4.2. Forma e geometria da rosca

Vários relatórios MEF, demonstram que diferentes geometrias da superfície e formas de implantes dentários levam a variações significativas na distribuição de tensão no osso [139], [162], [163], [146], [140], [137].

Petrie e Williams [139], Mailath et al. [162], mostraram que os implantes cónicos produzem tensões crestais mais elevadas, em comparação com implantes cilíndricos das mesmas dimensões. Por sua vez, no trabalho efetuado por Holmgren et al. [146], Huang et al. [140] investigaram a distribuição da tensão no osso, com a colocação de um implante cilíndrico reto e um gradativo. Verificaram que a tensão é mais uniformemente distribuída pelo implante cilíndrico gradativo, uma vez que este sofre uma mudança de magnitude de tensão ao longo da interface do implante menos pronunciada, quando comparado ao tipo de implante reto (Fig. 6.7). Em [137] verificaram que a tensão máxima no osso trabecular foi menor para o implante com uma superfície com roscas do que para o implante com superfície lisa.

Considerando o facto de que a transferência de força na interface osso-implante é um passo essencial que determina o sucesso ou falha do implante, ou seja, a falta de carga no osso pode causar reabsorção óssea ou falha do implante, enquanto a sobrecarga óssea pode levar à destruição e atrofia, e posterior perda óssea, Chou et al. [147] estudaram efeito do contorno do implante na remodelação óssea interna, considerando sistemas de implantes com e sem rosca e com seções transversais cilíndricas e cónicas. Verificaram então que para os implantes de superfície lisa a atividade da formação óssea não é tão evidente como nos implantes com rosca (que demonstraram alta densidade óssea perto da ponta das roscas). No entanto, a distribuição global do módulo de elasticidade mostra densificação óssea. Verificaram também, maior perda óssea no implante cilíndrico, em comparação com o implante cónico.

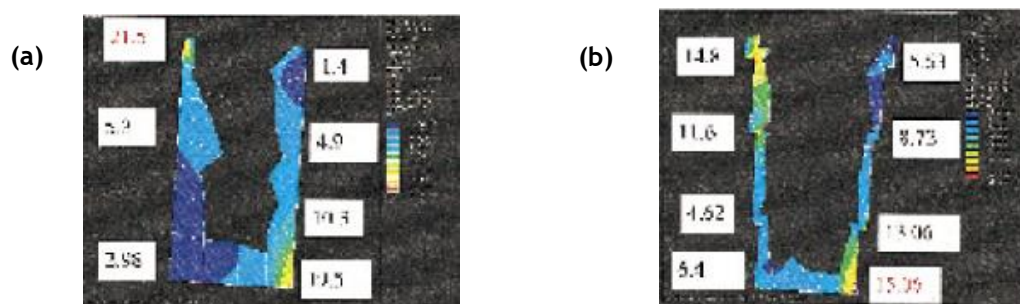


Fig. 6.7 - (a) implante reto; (b) implante gradativo. Os valores de magnitude da tensão são mais uniformemente distribuídos ao longo da interface do implante gradativo [146].

6.1.4.3. Inclinação

A inclinação do implante é outro aspeto a ter em conta nas simulações MEF, uma vez que, a distribuição da tensão é dependente do seu grau de variação. Watanabe et al. [153], Canay et al. [164] verificaram que a alteração da inclinação do corpo do implante teve um efeito considerável sobre a quantidade e distribuição de tensão ao longo da interface osso/implante. No lado da inclinação verificou-se tensões de compressão, e no lado oposto tensões de tração (Fig. 6.8). Esta condição apresenta um maior risco de reabsorção óssea na zona crestal do osso cortical, uma vez que ocorre uma maior concentração de tensão nessa área.

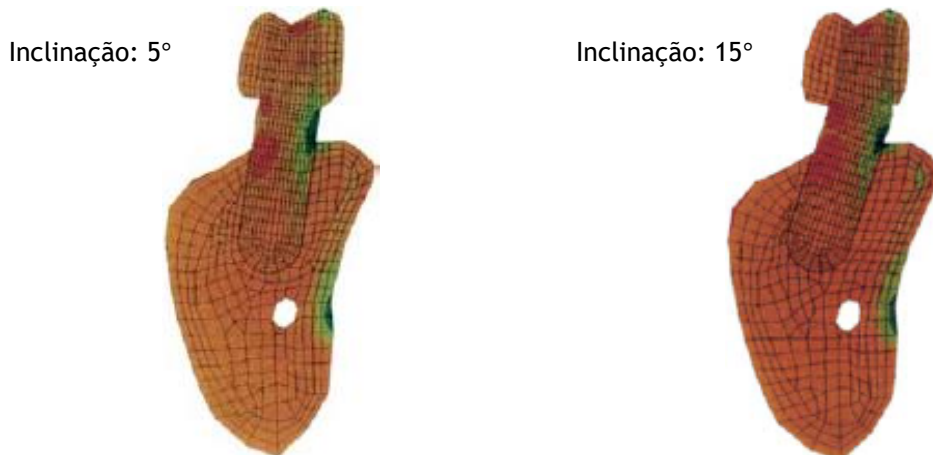


Fig. 6.8 - Tensões de compressão representadas a cor verde; tensões de tração representadas a cor vermelha [153].

6.1.5. Materiais

6.1.5.1. Osso

O osso é um material ortotrópico, apresentando diferentes propriedades mecânicas quando medidas em diferentes direções na mesma amostra. No entanto, na maioria das simulações com elementos finitos, o osso cortical e trabecular é assumido como um material isotrópico [155], [156], [165], [147]. Assim, as propriedades são as mesmas em todas as direções. Esta suposição deve-se ao facto de:

- 1) Ser difícil determinar a orientação material do osso;
- 2) As constantes que definem a anisotropia do osso (que são 9) nem sempre estão disponíveis *in vivo* para os vários ossos do corpo humano.

Diversos estudos MEF, consideram o osso cortical e esponjoso como um material transversalmente isotrópico [136], [139], [150], [140] que se comporta de forma idêntica em todos os planos perpendiculares ao eixo de simetria, e que requer cinco constantes elásticas independentes para relacionar a tensão com a deformação. Num estudo realizado por Petrie e Williams, foram obtidos os mesmos resultados de simulação para o modelo tridimensional transversalmente isotrópico [139], e o modelo bidimensional isotrópico [166]. O mesmo foi observado por Peng et al. [167], que realizou um estudo comparativo de elementos finitos em um fémur, considerando duas propriedades de material diferentes, nomeadamente, um modelo isotrópico e outro ortotrópico. Neste estudo foi encontrada pouca diferença nos resultados, para os dois materiais considerados. No entanto, na simulação efetuada por O'Mahony et al. [136] verificou-se que a anisotropia do modelo aumentou os níveis de deformação e tensão na crista cortical, em 20 a 30%. O mesmo foi verificado por Clelland et al. [145] (aumento de cerca 25% da tensão/deformação), no entanto a única diferença deste modelo com o anterior [136], foi que este apenas considerou a anisotropia do osso cortical.

Na maioria dos estudos MEF a rede trabecular não é considerada e, desta forma, o osso é normalmente considerado como um material homogêneo e linearmente elástico [155], [156], [165], [147].

Outro parâmetro a considerar nas simulações MEF é a qualidade óssea, que influencia a transferência de carga do implante para a mandíbula. Diversos trabalhos consideram o tipo de osso II [136], [149], [139], [150], [141], [144], com base na classificação de Lekholm e Zarb [43]. Porém, algumas análises MEF investigaram a influência da qualidade óssea na tensão/deformação no osso. Tada et al. [137], Petrie e Williams [139] consideraram diferentes tipos de osso trabecular, através da variação da densidade óssea, e concluíram que a tensão/deformação no osso aumentou com a diminuição da densidade do osso trabecular.

Noutro estudo [145] consideraram 2 modelos em que o osso trabecular era circundado por 1,5mm e 3mm de osso cortical, respetivamente. Concluíram que, a camada mais espessa de osso cortical produziu tensões 50% menores do que a camada mais fina.

6.1.5.2. Implante

Os materiais dos implantes dentários, em simulações MEF, são considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos [168], [146], [137], [149], [169], [147], [159]. As propriedades de alguns destes materiais utilizados em estudos MEF, nomeadamente o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, estão descritas na Tab. 6.2.

Tab. 6.2 - Propriedades dos materiais utilizados em estudos de análise de elementos finitos de implantes dentários.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coeficiente de Poisson	Fonte
Titânio puro	110	0.33	Clelland e Lee [145]
	110	0.33	Kitagawa et al. [170]
	110	0.33	Rungsiyakull et al. [159]
	106	0.30	Qian et al. [142]
	120	0.36	Watanabe et al. [153]
	102	0.35	Papavasiliou et al. [168]
	115	0.35	Chun et al. [146]
Liga de titânio (Ti-6Al-4V)	114	0.34	Choi et al. [169], Baggi et al. [141], Bozkaya et al. [149]
	110	0.35	Lin et al. [158]
	110	0.33	Holmgren et al. [146]
	110	0.32	Kayabasi et al. [150]
Zircónia	210	0.31	Choi et al. [169]
Alumina	420	0.27	Choi et al. [169]
	380	0.26	Borchers e Reichart [171]
Liga de Cromo-Cobalto (Co-Cr-Mo)	210	0.29	Choi et al. [169]
	248	0.154	Weinstein et al. [134], Cook et al. [135]

6.1.6. Interface entre o osso e o implante

A maioria dos estudos MEF considera que osso se encontra perfeitamente ligado à superfície do implante (100%), ou seja, uma osseointegração completa [146], [136], [146], [153] [149], [139], [150], [141], [142]. No entanto, este pressuposto é inconsistente com a realidade clínica, que mostra que o contacto entre o osso e implante depende de diversos fatores, como a topografia da superfície e a qualidade do osso.

No trabalho desenvolvido por Lian et al. [148] estudaram a influência do contacto entre o osso e o implante, considerando diferentes percentagens de contacto, nomeadamente 25, 50, 75 e 100%. Assim, avaliaram a distribuição da densidade óssea da mandíbula através de um modelo de elementos finitos bidimensional. Verificaram que, as distribuições de densidade final são quase idênticas para as quatro diferentes percentagens (Fig. 6.9), no entanto, a única diferença visível é na área localizada no lado inferior direito do implante, onde o tecido ósseo demonstra uma densidade média, para um contacto entre 50% a 100%, e uma mistura entre reabsorção e formação de osso para 25% de contacto. Por fim, concluíram que,

independentemente da percentagem inicial considerada, o contacto entre o osso e o implante no final da remodelação óssea, variava entre 58 a 60%.

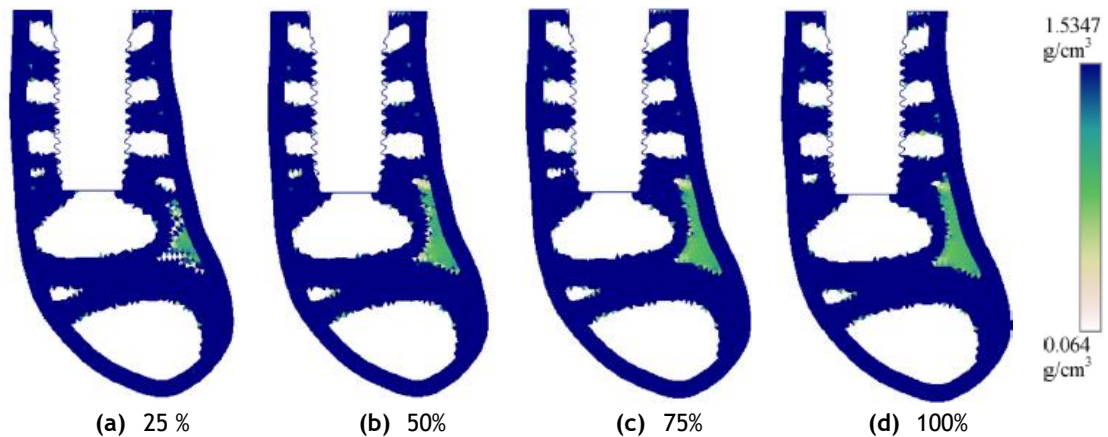


Fig. 6.9 - Distribuição da densidade óssea para as diferentes percentagens de contacto entre o osso e o implante [148].

6.1.7. Modelos de Remodelação Óssea

O tecido ósseo passa continuamente por processos de crescimento, reforço e reabsorção, designados coletivamente de remodelação óssea. Julius Wolff em 1892 [59] considerou que o osso adapta a sua morfologia como resposta a cargas externas. Com base nesta suposição, diversas teorias foram propostas para explicar como o ambiente mecânico influencia o crescimento, manutenção e degeneração do tecido ósseo. Estas teorias podem ser formuladas em termos de algoritmos computacionais e podem ser testadas através da aplicação do método de elementos finitos.

A teoria da elasticidade adaptativa proposta por Cowin e Hegedus [62] foi implementada computacionalmente pela primeira vez por Hart et al. [172] e foi aplicada na diáfise dos ossos longos sujeitos a uma carga axial. Posteriormente, o mesmo autor explicou o facto do osso recém-formado não ser instantaneamente maduro, ou seja, não é totalmente rígido, o que mostrou que a geometria ultrapassava o necessário para o equilíbrio. Huiskes et al. [173] aplicou a teoria da elasticidade adaptativa para gerar padrões de densidade no fémur proximal, através do método de elementos finitos. Neste estudo é considerada a densidade de energia de deformação como estímulo, ou seja, a distribuição homeostática do SED, é assumida como o objetivo de remodelação.

Fyhrie e Carter [69], assumiram que o material ósseo tende a otimizar a sua integridade estrutural, introduzindo o conceito de auto-otimização. Carter et al. [71] através de um modelo de elementos finitos 2D do fémur, e considerando um histórico de carga, demonstrou que a distribuição da densidade encontrada após três iterações, representou melhor a distribuição real, do que a encontrada após novas iterações. Fyhrie e Carter [174] calcularam a distribuição da densidade na cabeça do fémur através de um modelo 3D, para determinar como a tensão pode manter a massa óssea.

Weinans e Huiskes [175] demonstraram através de uma análise de elementos finitos, que quando um elemento aumenta a sua densidade, e consequentemente a sua rigidez, ele tende a se tornar cada vez mais rígido, protegendo cada vez mais o seu elemento vizinho do estímulo de tensão. Com base neste algoritmo, Mullender e Huiskes [176] mostraram que existe um mecanismo de regulação celular simples, capaz de simular a lei de Wolff, ou seja, a reorientação das trabéculas em resposta a mudanças de tensão.

Nos últimos anos, têm sido desenvolvidos modelos que combinam a resposta biológica e mecânica das células ósseas. Um desses modelos mecanobiológicos foi desenvolvido por Hambli [32], que considerou a formulação matemática proposta primeiramente por Komarova et al. [31]. Neste trabalho simularam através do método de elementos finitos, a região proximal do fêmur humano. O modelo MEF proposto, revela como as células ósseas adaptam a sua arquitetura ao ambiente mecânico e biológico. Mais tarde, o mesmo autor [177] aplicou o modelo anterior, para simular os efeitos dos tratamentos com denosumab no processo de remodelação do osso do fêmur. Por sua vez, Mercuri et al. [80] através do MEF simula a resposta biológica a diferentes estímulos mecânicos, nomeadamente, o SED, SED de desvio e o SED hidrostático. Os resultados revelaram que o SED hidrostático foi capaz de formar mais osso cortical que o SED de desvio e o SED total.

6.2. Métodos Sem Malha

Nos últimos anos, os métodos sem malha têm sido bastante aplicados na simulação numérica. Estes métodos apresentam uma menor dependência da distribuição nodal, o que o torna uma boa opção para resolver alguns problemas encontrados no MEF. Adicionalmente, alguns trabalhos recentes têm demonstrado que, simulações *meshless* com modelos obtidos através de imagem CT e MRI, são mais eficientes, quando comparados com o MEF [178], [179].

Relativamente a aplicações na área da biomecânica, ainda não é possível encontrar um número significativo de trabalhos na literatura.

Zhang et al. desenvolveram um algoritmo com base nos métodos sem malha para simular a resposta de tecidos moles biológicos sujeitos a grandes deformações [180], os resultados obtidos confirmaram a precisão e capacidade de previsão do algoritmo.

Um dos métodos mais antigos sem malha é o SPH. Este método é normalmente utilizado em biomecânica para simular situações de hemodinâmica. Através deste método foi efetuada uma simulação bidimensional para analisar o movimento de um glóbulo vermelho deformável no plasma sanguíneo [181] e, por sua vez, também foi possível estudar qual o efeito mecânico que os glóbulos vermelhos desempenham na formação de um trombo primário [182]. Ambos os estudos demonstraram a boa capacidade deste método para expressar fenómenos que ocorrem no fluxo sanguíneo.

O NEM [130], [183], também pertencente à família dos métodos sem malha, apresenta uma vantagem clara em relação ao MEF, quando aplicado em problemas com grandes distorções da malha ou geometrias complexas. Estes problemas são normalmente encontrados em simulações de estruturas biológicas que envolvem tecidos moles. Doblaré et al. [184] consideram o NEM o método mais adequado para aplicação em biomecânica. Neste trabalho simularam a remodelação interna do osso, o comportamento do menisco sujeito a cargas normais, e o comportamento do tendão, considerando este como um material hiperelástico e quase incompressível. Os resultados obtidos foram comparados com simulações de elementos finitos, mostrando uma boa concordância e desempenho por parte do NEM. Mais tarde, um modelo detalhado do joelho humano foi construído para simular o comportamento do ligamento sob flexão do joelho. As geometrias da superfície dos ligamentos foram reconstruídas a partir de um conjunto de imagens de ressonância magnética, enquanto o fêmur e a tíbia, foram reconstruídos através de imagens de tomografia computacional. Neste trabalho verificou-se que o NEM é competitivo e apresenta diversas vantagens, quando comparado com o MEF [185].

Liew et al. [186] utilizou um método sem malha para a simulação mecânica do fêmur proximal. Foram realizadas análises de tensão, que exibiram características biomecânicas muito interessantes. Lee et al. [187] converteu imagens TC do osso trabecular do fêmur em um modelo sem malha, que por sua vez, foi utilizado para simular o processo da osteoporose. Este trabalho foi utilizado para compreender a fratura relacionada com osteoporose. Taddei et al. [188] utilizou um método sem malha para prever a deformação num fêmur, a partir de imagens

TC. Mais recentemente, Belinha e o seus colegas de trabalho [5], apresentaram um novo algoritmo de remodelação do tecido ósseo, com base num método sem malha (NNRPIM). A viabilidade e eficiência do método, foram por sua vez, testadas com sucesso, através da aplicação do algoritmo em vários exemplos, nomeadamente, no osso do fémur e no osso calcâneo. Mais recentemente, o método NNRPIIM foi aplicado em implantologia, nomeadamente para estudar o comportamento elasto-plástico do tecido ósseo na presença de implantes dentários [189], e para prever a remodelação do tecido ósseo da mandíbula provocada pela colocação de implantes dentários [190].

Capítulo 7

Trabalho Prático Preliminar

Antes de se realizar o processo de remodelação óssea da mandíbula após inserção de um implante dentário, foram realizados diversos estudos preliminares. Estes estudos têm como objetivo avaliar o comportamento do osso mandibular após inserção de um implante dentário, quando sujeito a cargas aplicadas em diferentes ângulos. Adicionalmente, foi possível analisar a convergência do RPIM e do NNRPIM quando comparado ao MEF, através da análise do campo de deslocamentos, tensões de von Mises e tensões principais a que os modelos estariam sujeitos para os diferentes ângulos de aplicação da carga considerados. Este trabalho permitiu adquirir competências e aprender técnicas computacionais que são relevantes na área da simulação biomecânica, nomeadamente em *Softwares* de processamento de imagem e de simulação computacional. Neste capítulo é apresentada uma breve introdução à *toolbox* académica utilizada, cujo nome é FEMAS.

7.1. FEMAS

O FEMAS - *Finite Element and Meshless Method Analysis Software*, foi desenvolvido na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto pelo professor Jorge Belinha (cmech.webs.com) e implementado com recurso ao programa comercial MATLAB. Através de uma interface gráfica do utilizador (Fig. 7.1), este programa permite a construção de modelos numéricos e a sua análise utilizando técnicas de discretização, como o Método dos Elementos Finitos e os Métodos sem malha (RPIM e NNRPIM).

O FEMAS permite a realização das seguintes análises:

- *Linear - Elasto-static;*
- *Nonlinear - Elasto-plastic;*
- *Bone remodelling;*
- *Free vibrations;*
- *Buckling;*
- *Static fluid flow;*
- *Steady heat transfer;*
- *Brittle fracture.*

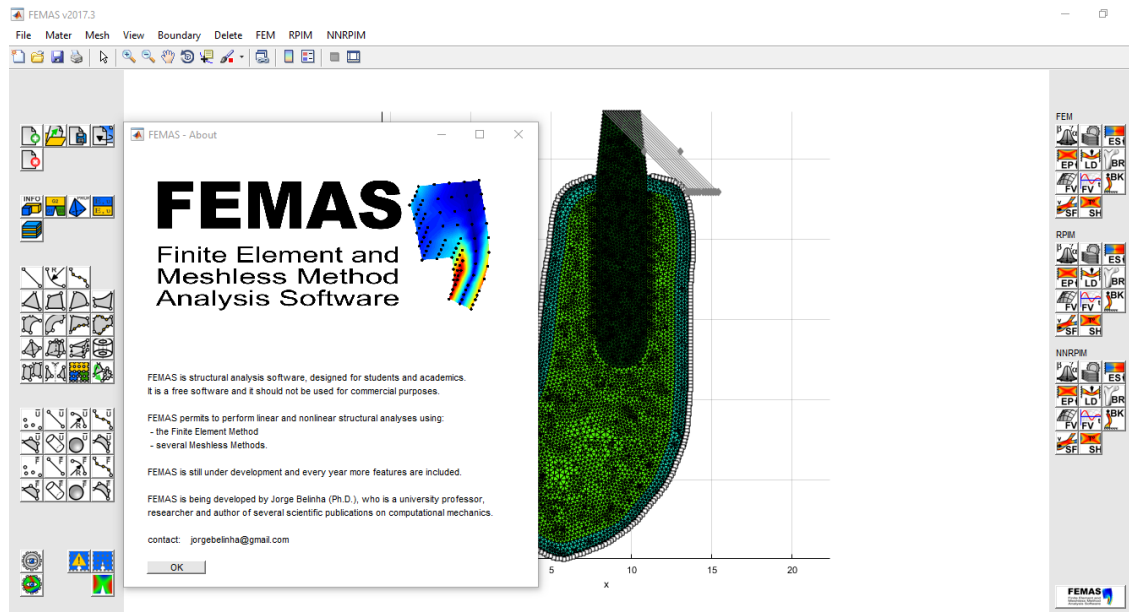


Fig. 7.1 - Interface gráfica do programa FEMAS.

Este programa permite a realização de simulações com materiais isotrópicos e anisotrópicos, como também trabalhar com problemas 2D, através da utilização da teoria clássica da deformação bidimensional de tensão e deformação plana, e problemas 3D, através da teoria clássica de deformação tridimensional. O utilizador tem a capacidade de construir de forma autónoma modelos numéricos 2D e 3D, e posteriormente, controlar a discretização nodal, a disposição do material e a localização das condições de fronteira essenciais e naturais. Apesar de todas estas funções poderem ser realizadas diretamente no FEMAS sem o recurso a um software CAD externo, as malhas de nós e elementos também podem ser geradas utilizando outro programa, e subsequentemente importadas e lidas utilizando o FEMAS.

A análise elasto-estática realizada pelo FEMAS pode ser dividida em três fases:

1. **Pré-processamento:** a discretização nodal é determinada, sendo estabelecidos os domínios de influência, no caso dos métodos sem malha, e criados os elementos no MEF. Adicionalmente, a malha de integração é determinada.
2. **Processamento:** Primeiramente, as funções de forma são determinadas para todos os pontos de integração. De seguida, as matrizes de rigidez local são determinadas, sendo posteriormente assembladas, formando a matriz de rigidez global. As condições de fronteira essenciais e naturais são impostas. Subsequentemente, é determinado o vetor de campo de deslocamentos, o respetivo campo de deformação e campo de tensão.
3. **Pós-processamento:** Os campos de deslocamento, tensão e deformação são apresentados, juntamente com o domínio sólido, utilizando figuras e matrizes, o que permite uma análise complementar dos dados.

7.2. Trabalho Preliminar

7.2.1. Material em Estudo

Nesta secção procede-se à avaliação do comportamento do osso mandibular após inserção de um implante dentário, quando sujeito a cargas aplicadas em diferentes ângulos. Para esse efeito a mandíbula é seccionada segundo dois planos de análise distintos, representados na Fig.

7.2 (c) e (b), e cada um deles é analisado separadamente considerando uma abordagem bidimensional.

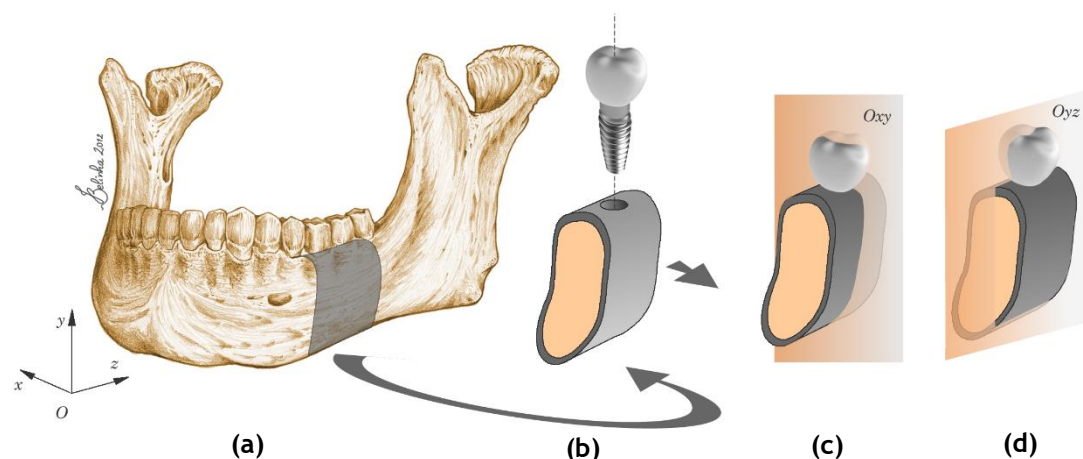


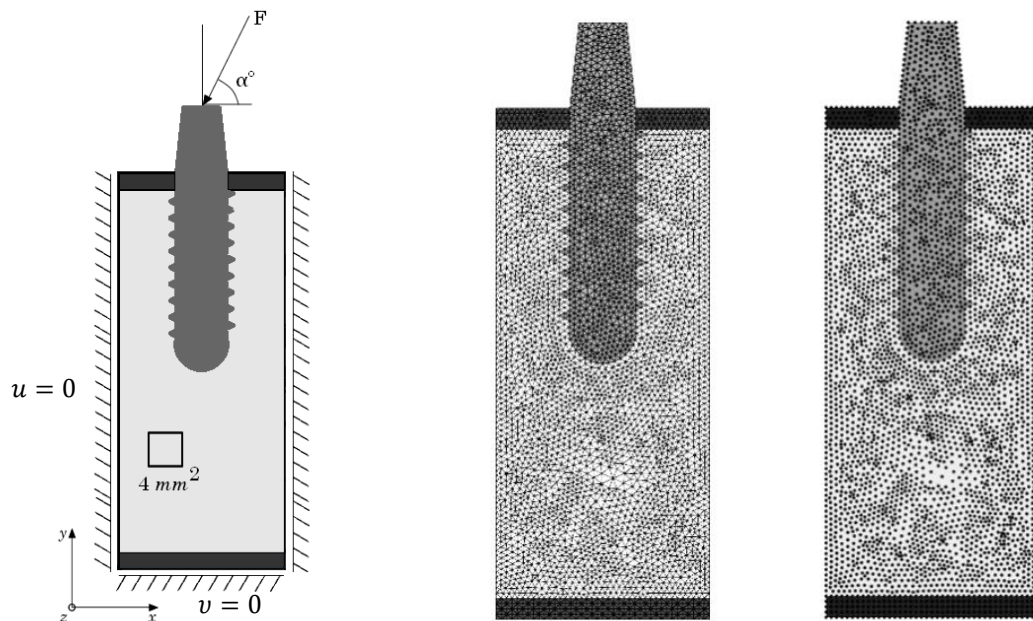
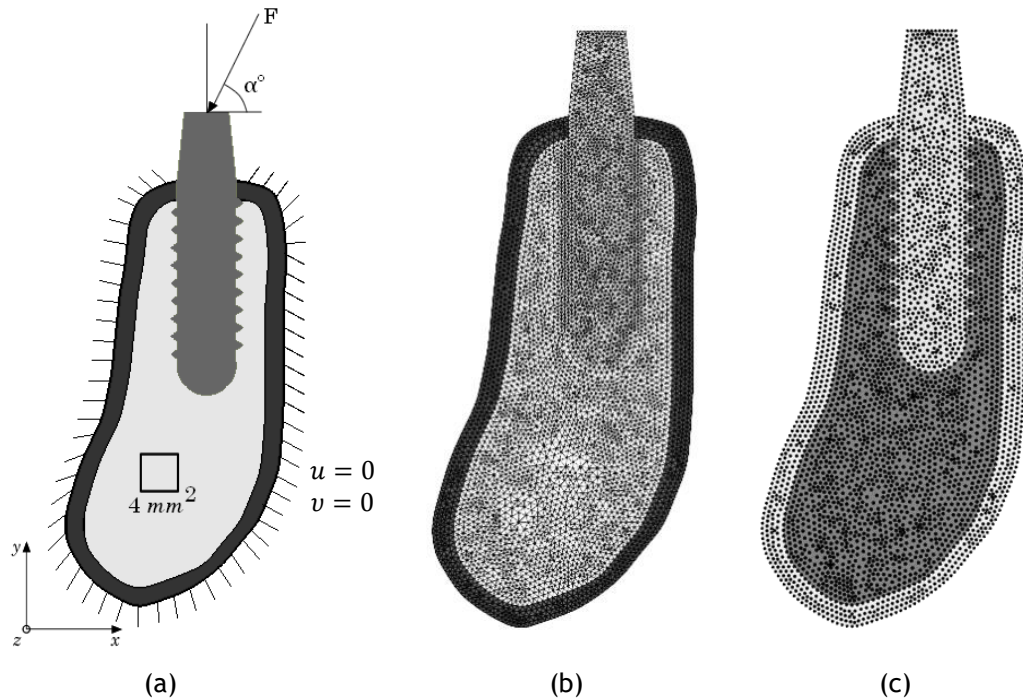
Fig. 7.2 - (a) Mandíbula. (b) fragmento da mandíbula com implante dentário. (c) modelo obtido através de um corte segundo o eixo Oxy. (d) modelo obtido através de um corte segundo o eixo Oyz. (Adaptado de [190]).

Os modelos em estudo são baseados na estrutura óssea mandibular, sendo esta composta por osso esponjoso e por uma fina camada de osso cortical, com aproximadamente 1mm de espessura. As dimensões do implante de titânio foram baseadas no estudo de Kayabasi et al. [150], apresentando um diâmetro de 4,1mm e 12mm de comprimento. Todos os materiais foram considerados linear elásticos, isotrópicos e homogêneos, e as suas propriedades mecânicas estão resumidas na Tab. 7.1.

Tab. 7.1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise.

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Liga de Titânio	110000	0.32
Osso Cortical	13700	0.3
Osso Trabecular	1000	0.3

Depois de contruído o modelo e definidos os materiais, foi possível discretizar o domínio do problema com uma malha de elementos triangulares, sendo o modelo 1 constituído por 10834 elementos e 5578 nós e o modelo 2 por 8013 elementos e 4157 nós, representados na Fig. 7.3 (b) e (c) e Fig. 7.4 (b) e (c), respetivamente. De seguida, foram definidas as condições de fronteira naturais e essenciais. Assim, foi aplicada uma carga oclusal distribuída pela superfície superior do implante com uma magnitude de 100N, como a utilizada no trabalho de Chou et al. [147], e foi considerado um ângulo de aplicação da força entre $0^\circ \geq \alpha \leq 180^\circ$ com intervalos de 15 graus. Quanto à aplicação das condições de fronteira essenciais, o modelo 1 foi restrito ao longo das direções x e y, como observado na Fig. 7.3 (a). No modelo 2 foi impedido o deslocamento na direção x, nas faces laterais, e ao longo de y na base, tal como representado na Fig. 7.4 (a).



7.2.2. Resultados e Conclusões

De seguida são apresentados os resultados obtidos relativamente aos modelos em estudo e às alterações no ângulo de aplicação da força. Assim, através da análise foi possível obter as imagens de distribuição de tensões (von Mises, Principal 1 e Principal 2) utilizando o método

MEF, RPIM e NNRPIM. Na Fig. 7.5, Fig. 7.6 e Fig. 7.7 é possível observar alguns desses mapas para o modelo 1, para os ângulos 0° , 45° , 90° , 135° e 180° obtidos utilizando ambos os métodos. Para o modelo 2, os mesmos resultados encontram-se na Fig. 7.8, Fig. 7.9 e Fig. 7.10. É possível observar os mapas de cores para os restantes ângulos de aplicação da força do modelo 1 na Fig. A. 1, Fig. A. 2, Fig. A. 3, Fig. A. 4, Fig. A. 5 e Fig. A. 6, e para o modelo 2 na Fig. A. 7, Fig. A. 8, Fig. A. 9, Fig. A. 10, Fig. A. 11 e Fig. A. 12, presentes no Anexo 1.

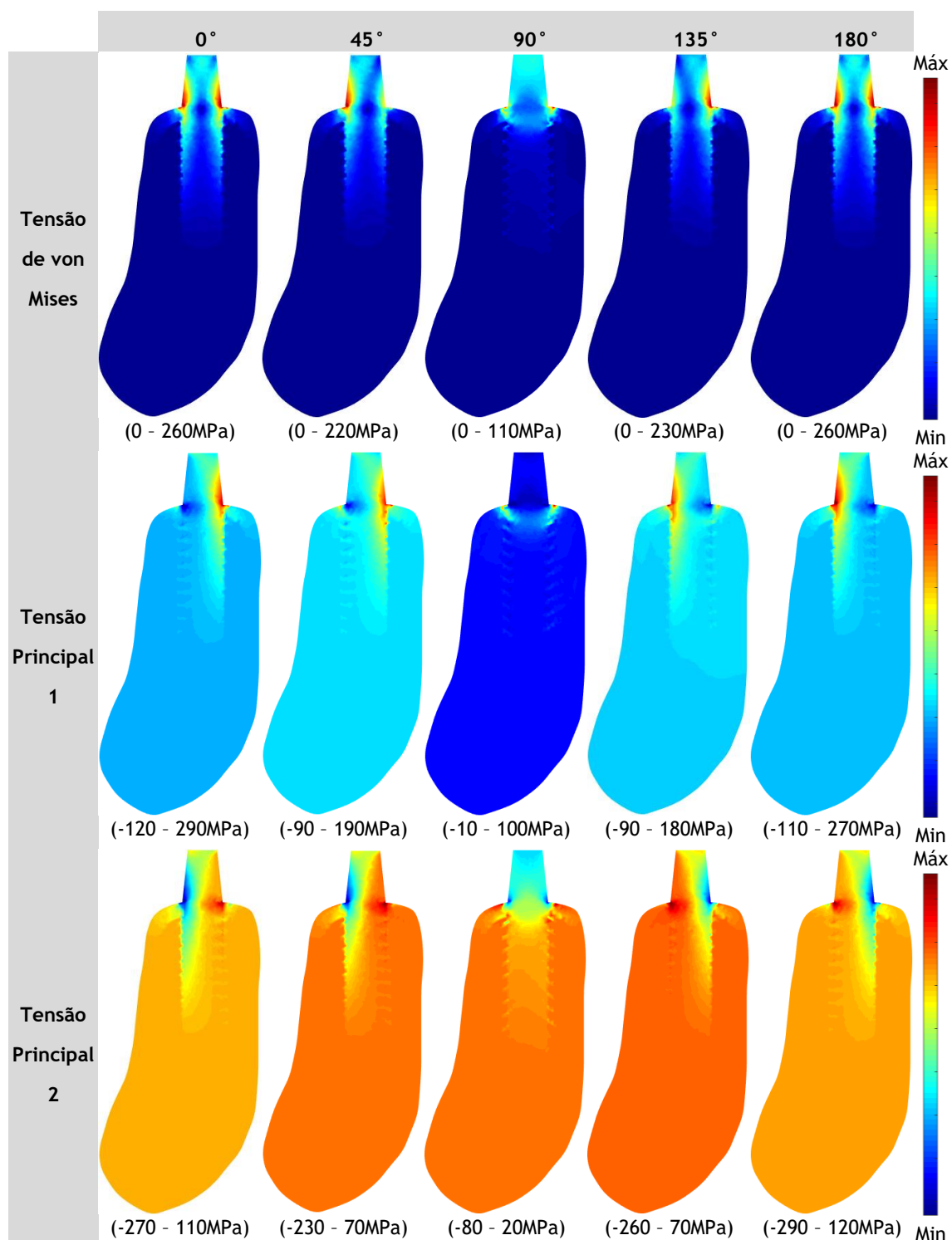


Fig. 7.5 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

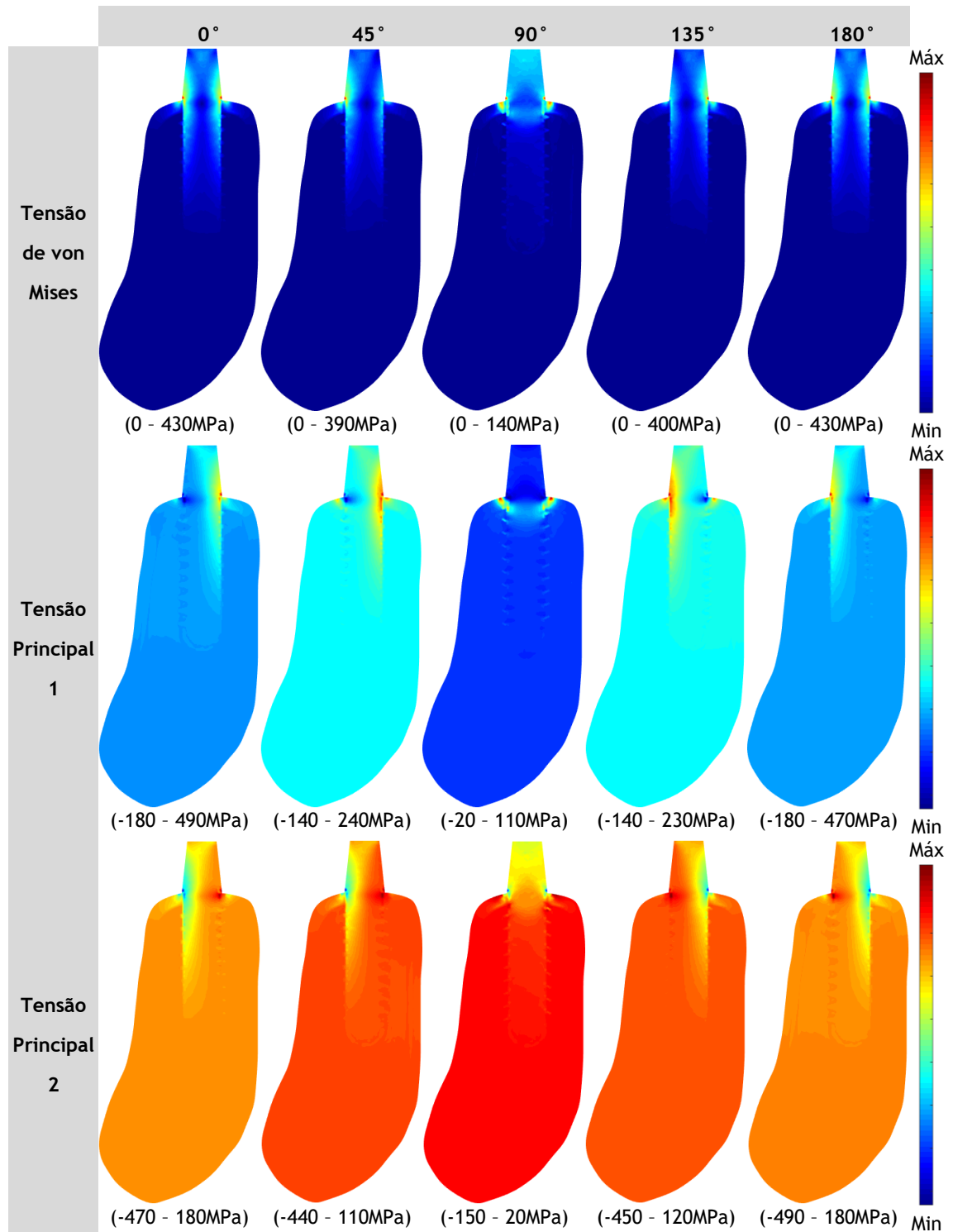


Fig. 7.6 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

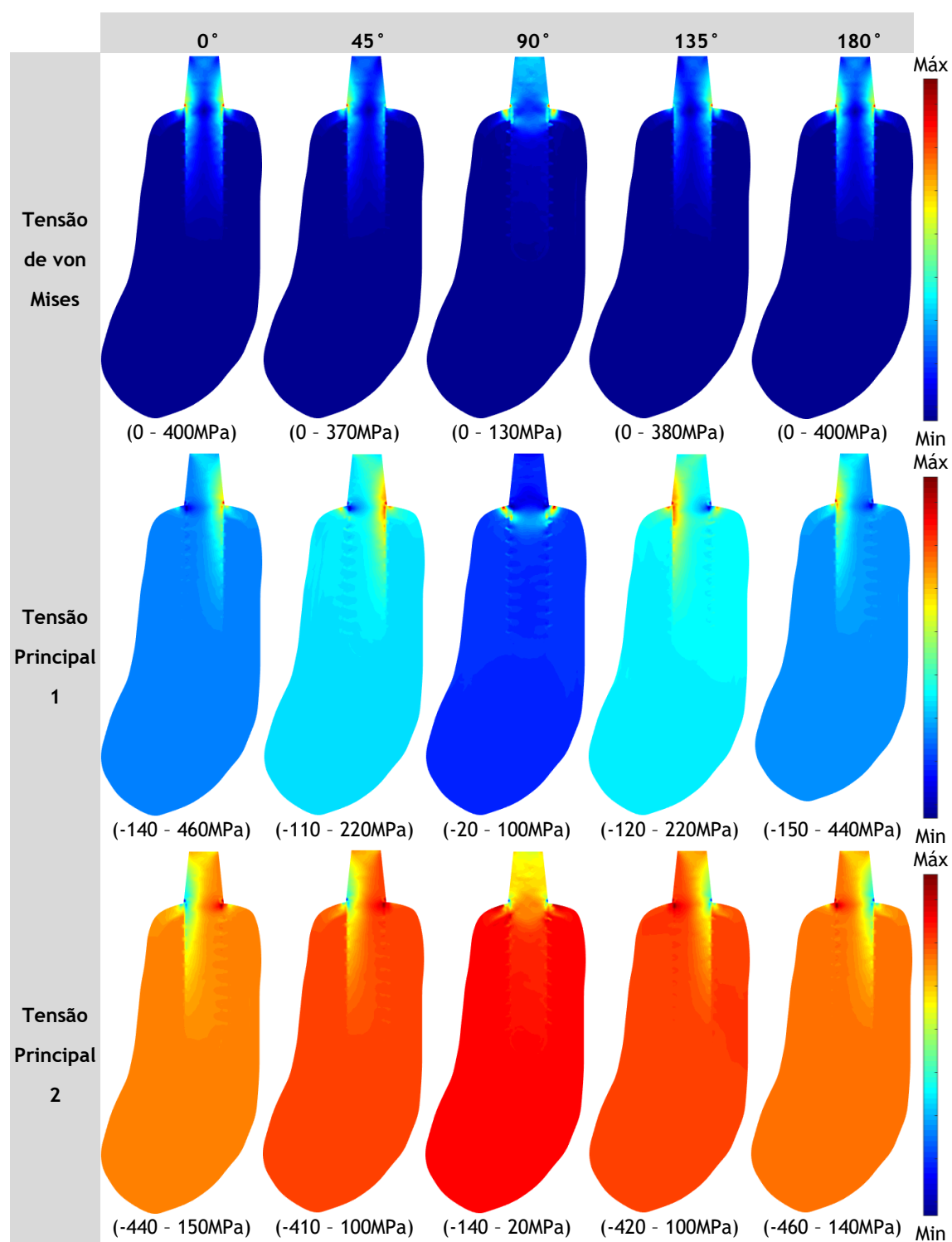


Fig. 7.7 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

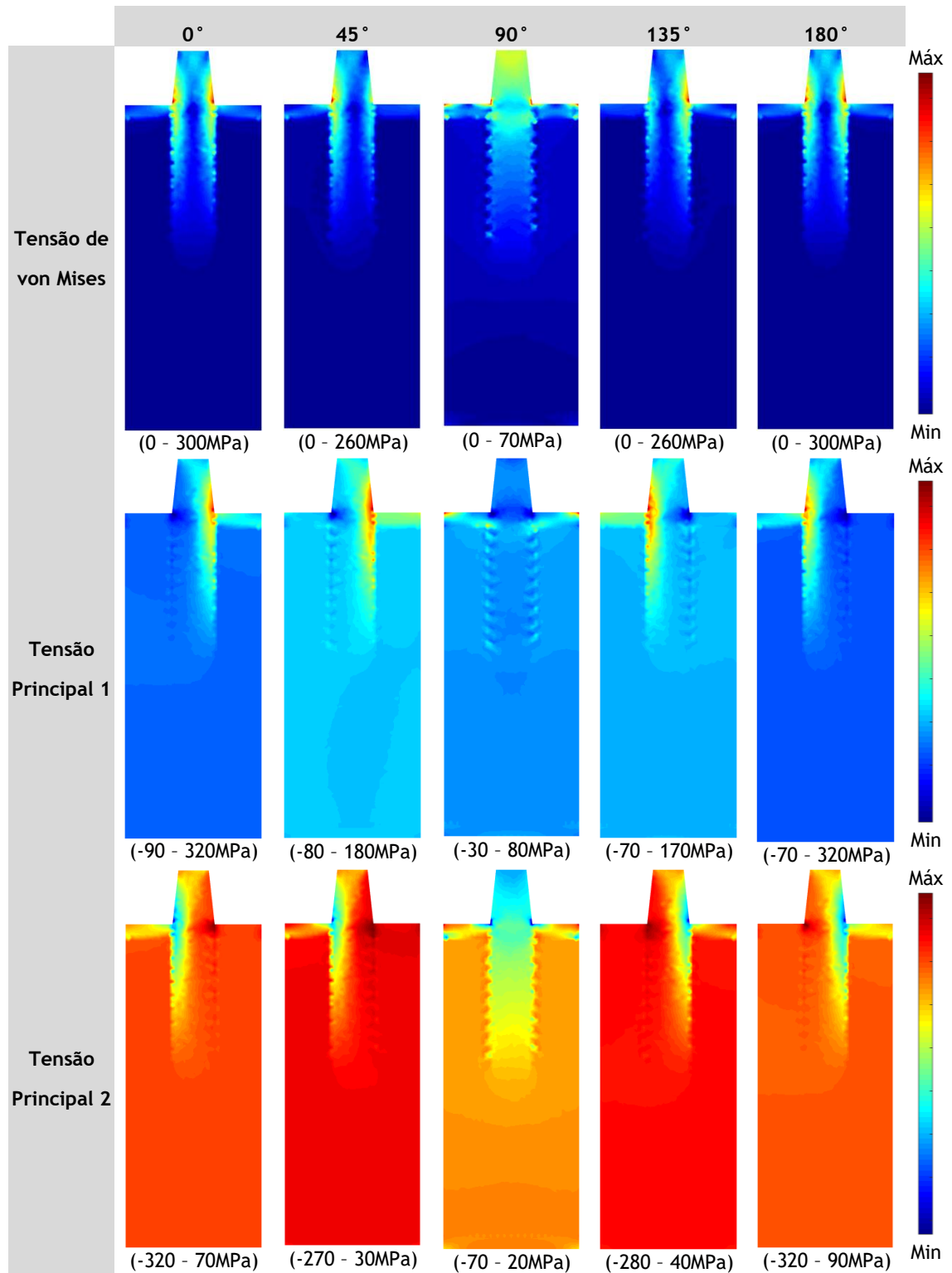


Fig. 7.8 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

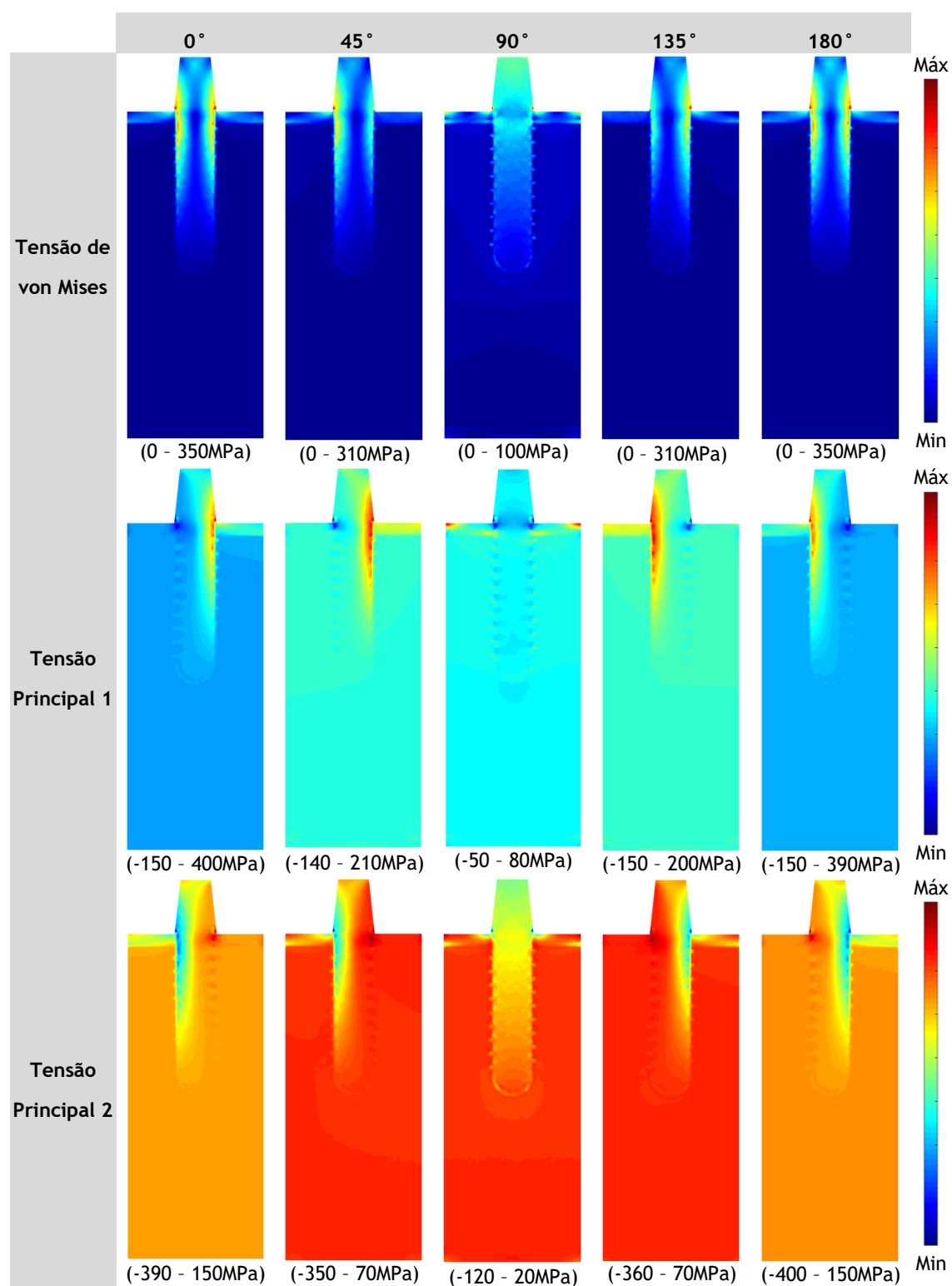


Fig. 7.9 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

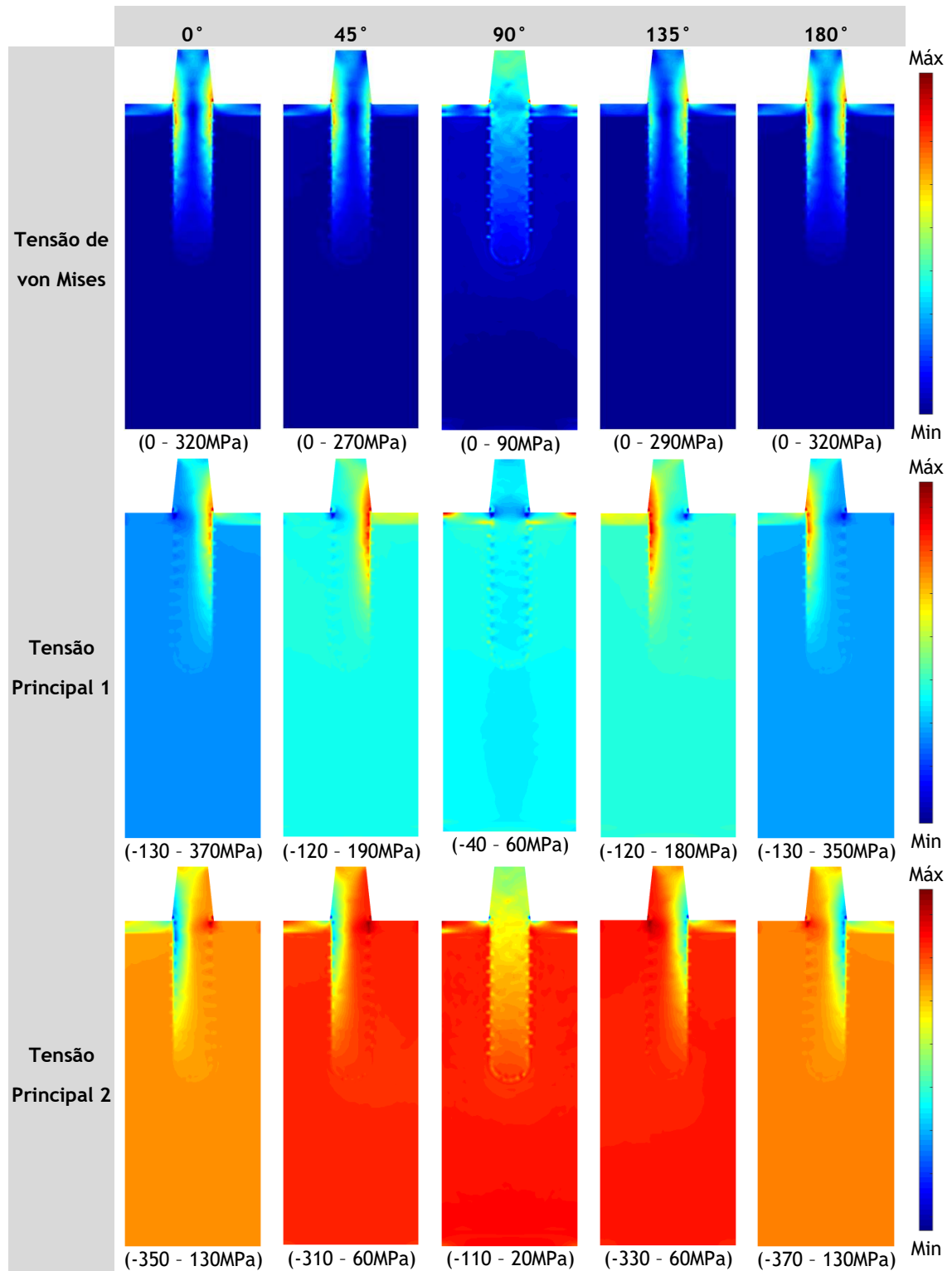


Fig. 7.10 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

Através da análise qualitativa pela obtenção dos mapas de cores, é possível visualizar que as tensões máximas no implante localizaram-se na região do pescoço, perto da borda superior do osso cortical, para todos os métodos de discretização utilizados. Em condições de carga horizontal e oblíqua, os campos de tensão apresentaram um padrão assimétrico, com valores máximos localizados no lado lingual (na direção de aplicação da força), enquanto que no caso de carregamento axial, exibiram um padrão simétrico, com uma distribuição da tensão mais uniforme. O mesmo foi observado na distribuição de tensão no osso.

Quanto à distribuição da tensão Principal 1 e Principal 2, verifica-se tensões máximas e mínimas (tensões de tração e compressão, nomeadamente) quando é aplicada uma carga horizontal e oblíqua, sendo que, as tensões de compressão foram mais pronunciadas na área da crista do osso cortical, nomeadamente no lado lingual, enquanto que, as tensões de tração foram visualizadas no lado oposto.

Pela observação qualitativa dos mapas de cores, é possível identificar diferenças na distribuição dos valores (quer para a tensão de von Mises, quer para a tensão Principal 1 e Principal 2), entre os diversos ângulos de aplicação da força considerados. Com base nesses dados foi possível determinar quais os pontos de maior interesse, ou seja, os nós que estão sujeitos a maiores tensões. Assim, foram pré-selecionados 6 nós para cada modelo (Fig. 7.11 e Fig. 7.12), localizados na região do pescoço pertencente ao osso cortical (nó 1 e 2), e no osso trabecular (nó 3 e 4 na região do pescoço e nó 5 e 6 na região apical).

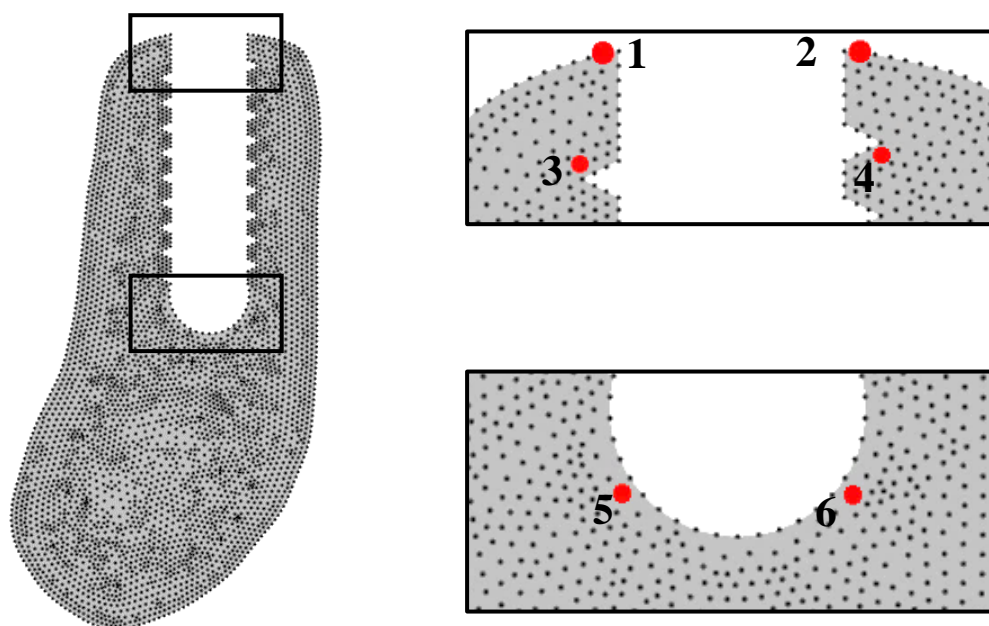


Fig. 7.11 - Os pontos a vermelho indicam os nós de interesse onde foram analisadas a tensão de von Mises e tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para o modelo 1. Os pontos 1 e 2 estão localizados no osso cortical, e os pontos 3, 4, 5 e 6 no osso trabecular.

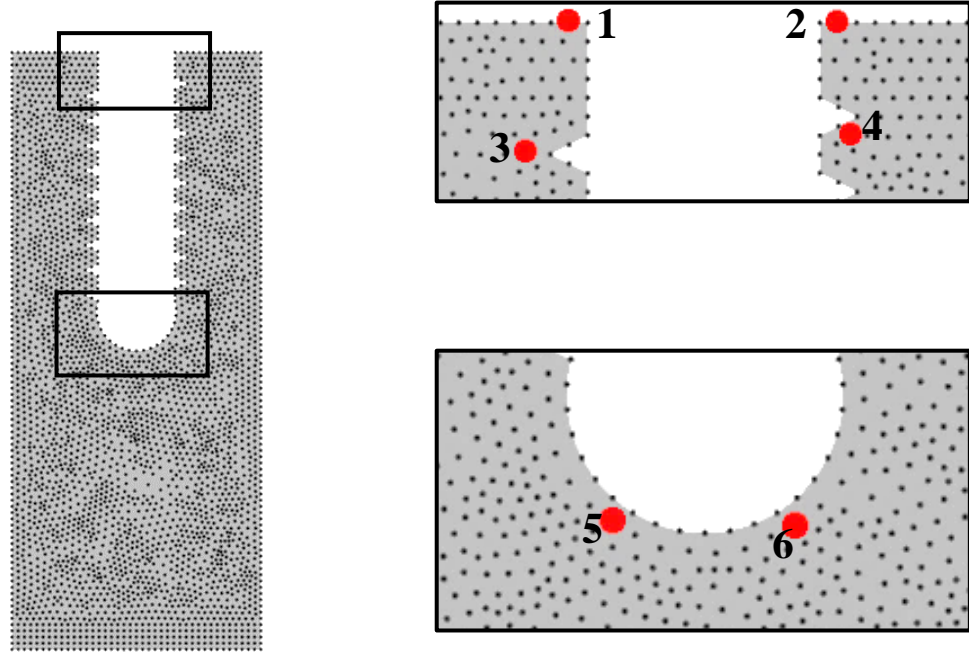


Fig. 7.12 - Os pontos a vermelho indicam os nós de interesse onde foram analisadas a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para o modelo 2. Os pontos 1 e 2 estão localizados no osso cortical, e os pontos 3, 4, 5 e 6 no osso trabecular.

O estudo quantitativo dos resultados começou pela representação gráfica dos valores obtidos para os pontos escolhidos (representados na Fig. 7.11 para o modelo 1 e na Fig. 7.12 para o modelo 2), relativos à tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 (representados na Fig. 7.13 para o modelo 1 e na Fig. 7.14 para o modelo 2). Apenas são representados os gráficos para os pontos 1, 3 e 5 para ambos os modelos, uma vez que os restantes são simétricos a estes (é possível visualizar na Fig. A. 13, Fig. A. 14, Fig. A. 15 e Fig. A. 16 do Anexo 2).

A tensão de von Mises no ponto 1, (pertencente ao osso cortical) diminui entre 0° e 90° , no entanto aumenta entre 90° e 180° . Estes dados estão em concordância com os mapas de cores apresentados, em que os valores máximos de tensão foram medidos nos elementos pertencentes ao osso cortical, nomeadamente na região do pescoço, verificando-se que à medida que o ângulo de aplicação aumenta a quantidade de tensão diminui, quando considerado um ângulo entre 0° e 90° . Quando considerado um ângulo de 105° a 180° a tensão aumenta. No gráfico referente à tensão principal 1 e 2 é possível verificar tensões negativas localizadas na direção de aplicação da força entre 0° e 90° , ou seja, tensões de compressão. Nos restantes ângulos é possível observar tensões positivas, ou seja, tensões de tração. Para o nó 4 (Fig. A. 14 e Fig. A. 16 do Anexo 2) o inverso foi observado.

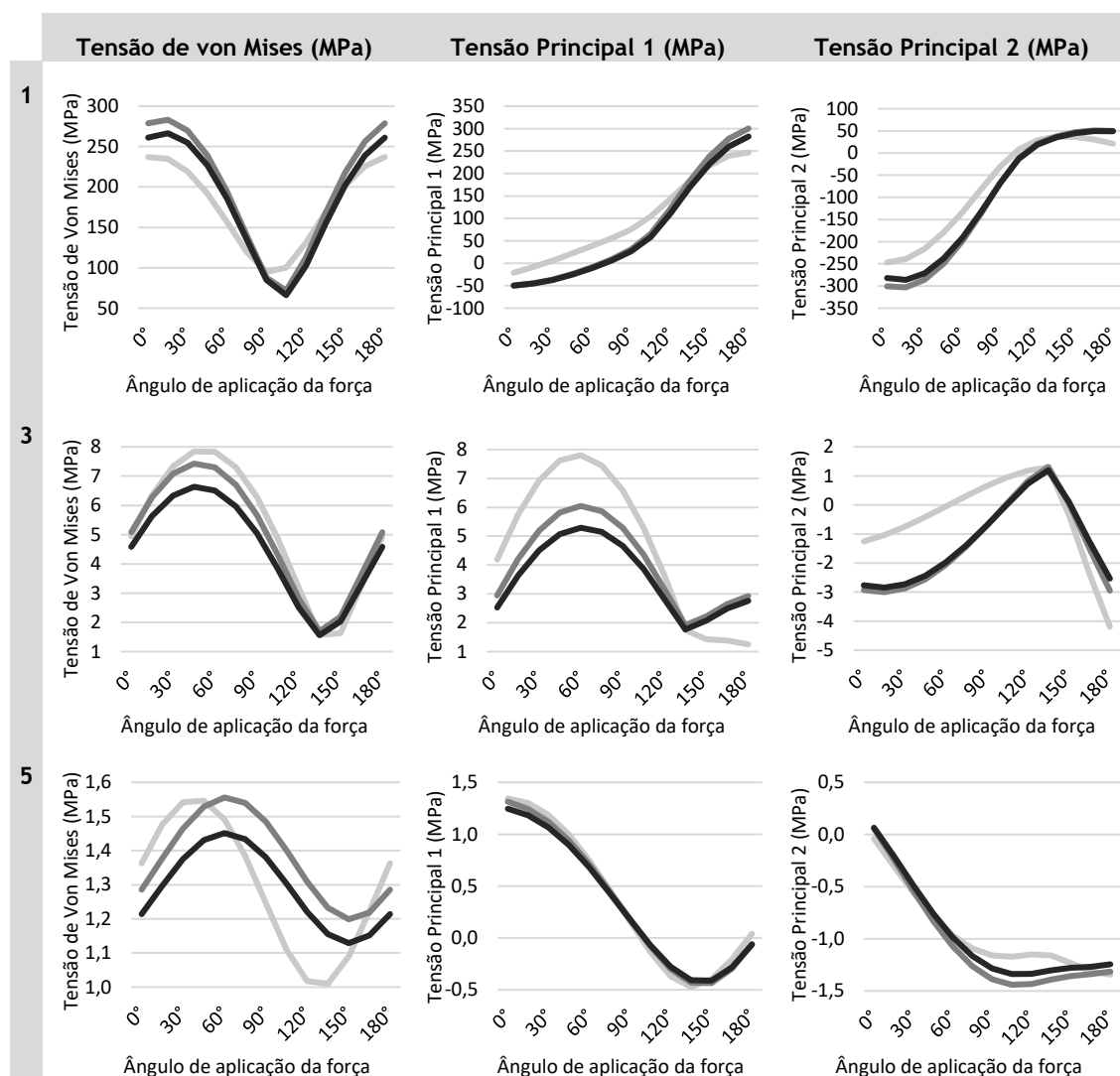


Fig. 7.13 - Representação gráfica dos valores obtidos no ponto 1, 3 e 5 do modelo 1, para a tensão de von Mises, Principal 1 e Principal 2 para os diferentes ângulos de aplicação da força considerados, e para os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM

No nó 5, localizado na região apical no osso trabecular, é possível observar para ambos os modelos, que a maior tensão de von Mises é verificada para um ângulo de aplicação da carga de aproximadamente 90°. O gráfico de tensão principal 2 está em concordância com o verificado no gráfico de von Mises, em que para o ângulo de 90° é verificada a maior compressão. As curvas correspondentes ao nó 3, localizado na região do pescoço no osso trabecular, apresentam a mesma distribuição que as curvas da tensão de von Mises do nó 5. No entanto, verifica-se que no nó 3 as tensões são maiores, o que estão em concordância com os mapas de cores, em que a tensão no pescoço é maior que a observada na zona apical.

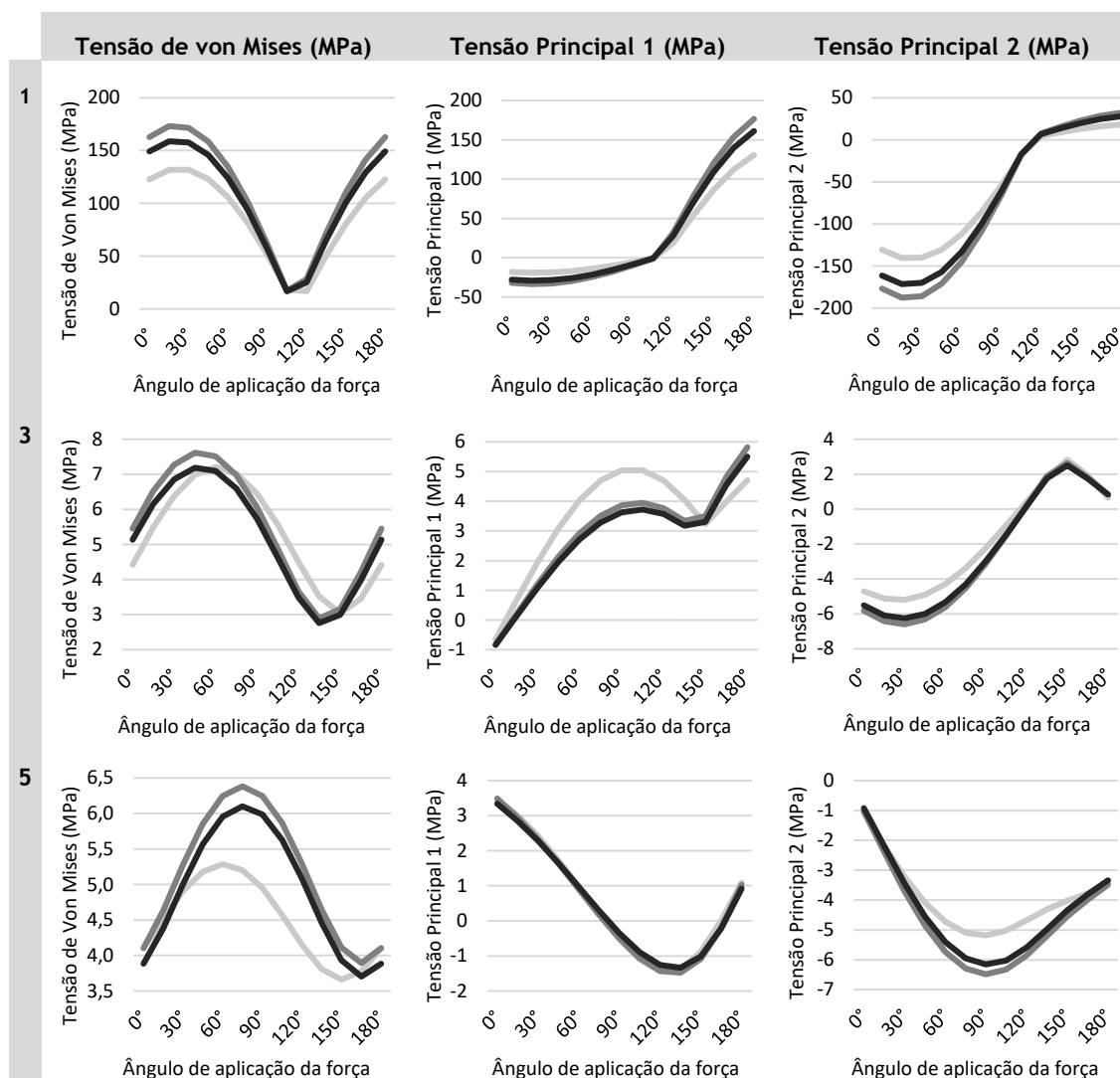


Fig. 7.14 - Representação gráfica dos valores obtidos no ponto 1, 3 e 5 do modelo 2, para a tensão de von Mises, Principal 1 e Principal 2 para os diferentes ângulos de aplicação da força considerados, e para os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM

De seguida, foi avaliado o deslocamento horizontal (u), vertical (v) e total ($|u|$) num ponto de interesse localizado na superfície superior do implante (Fig. 7.15), para todos os ângulos de aplicação da carga. De forma a ser mais fácil a interpretação destes dados, foi obtido um gráfico de barras (Fig. 7.16), que demonstra uma diminuição do deslocamento horizontal e total entre 0° e 90°, e um aumento entre 90° e 180°. O contrário foi verificado para o deslocamento vertical, com um aumento entre 0° e 90°, e uma diminuição entre 90° e 180°.

É possível observar que os valores máximos de deslocamento são afetados pela direção de carregamento, no caso de deslocamento axial (v), é possível verificar que a carga axial 90° leva a um maior deslocamento vertical no implante. Por sua vez, as cargas horizontais (0° e 180°) causam deslocamentos horizontais maiores.

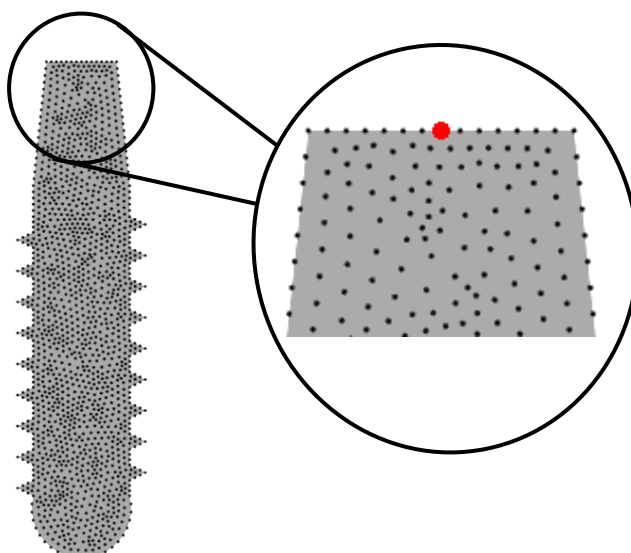


Fig. 7.15 - O ponto a vermelho indica o nó localizado no implante, onde foi analisado o deslocamento.

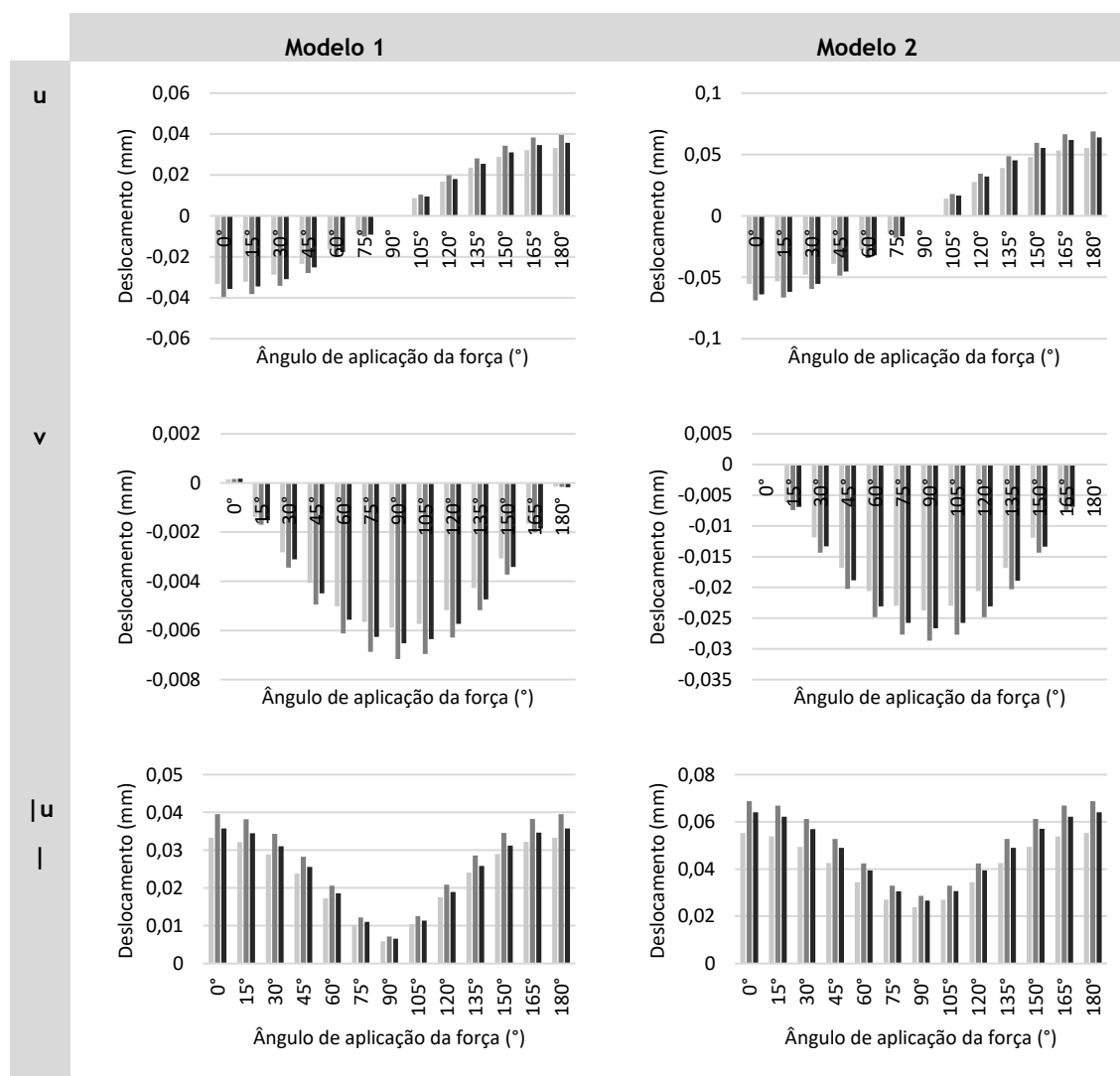


Fig. 7.16 - Gráficos de barras obtidos para o deslocamento do implante, para o modelo 1 e 2, e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM

Por fim, foi pré-selecionado um conjunto de nós à volta do implante, que pertencem ao osso cortical (do ponto A a B e de D a E) e trabecular (do ponto B a D), para ambos os modelos (Fig. Fig. 7.17). Para cada um desses nós foram obtidos os valores da tensão Principal 1 e Principal 2, e assim, foi adquirido para cada modelo e para cada ângulo de aplicação da carga, um gráfico que permite avaliar a tensão ao longo do contorno do implante. Na Fig. A. 17, Fig. A. 18, Fig. A. 19 e Fig. A. 20 do anexo 2 é possível visualizar todos os gráficos, no entanto na Fig. 7.18, Fig. 7.19, Fig. 7.20 e Fig. 7.21 apenas são apresentados os gráficos para 0° , 45° , 90° , 135° e 180° , por questões de simplificação.

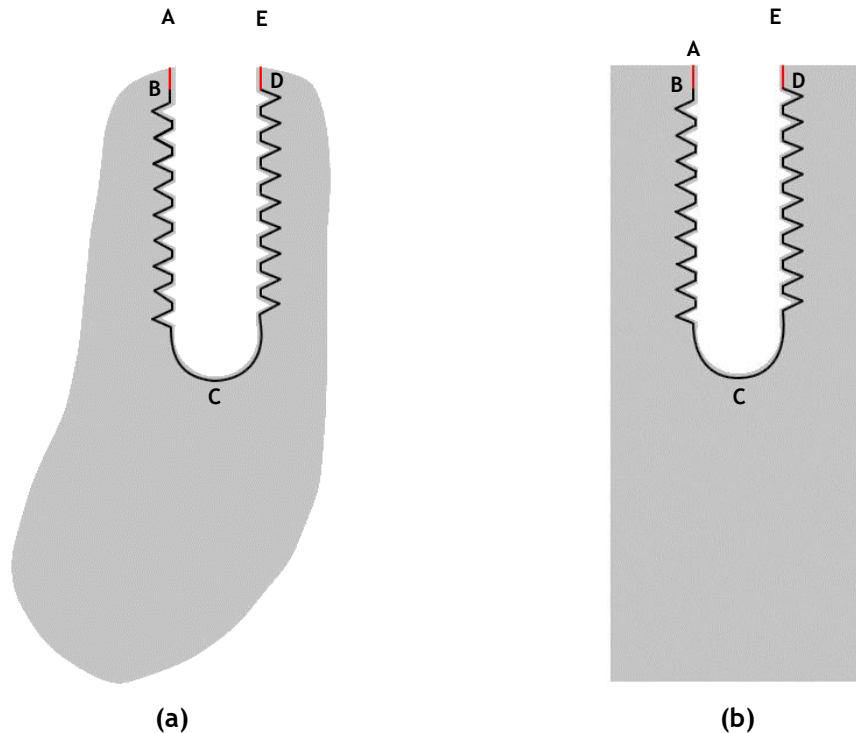


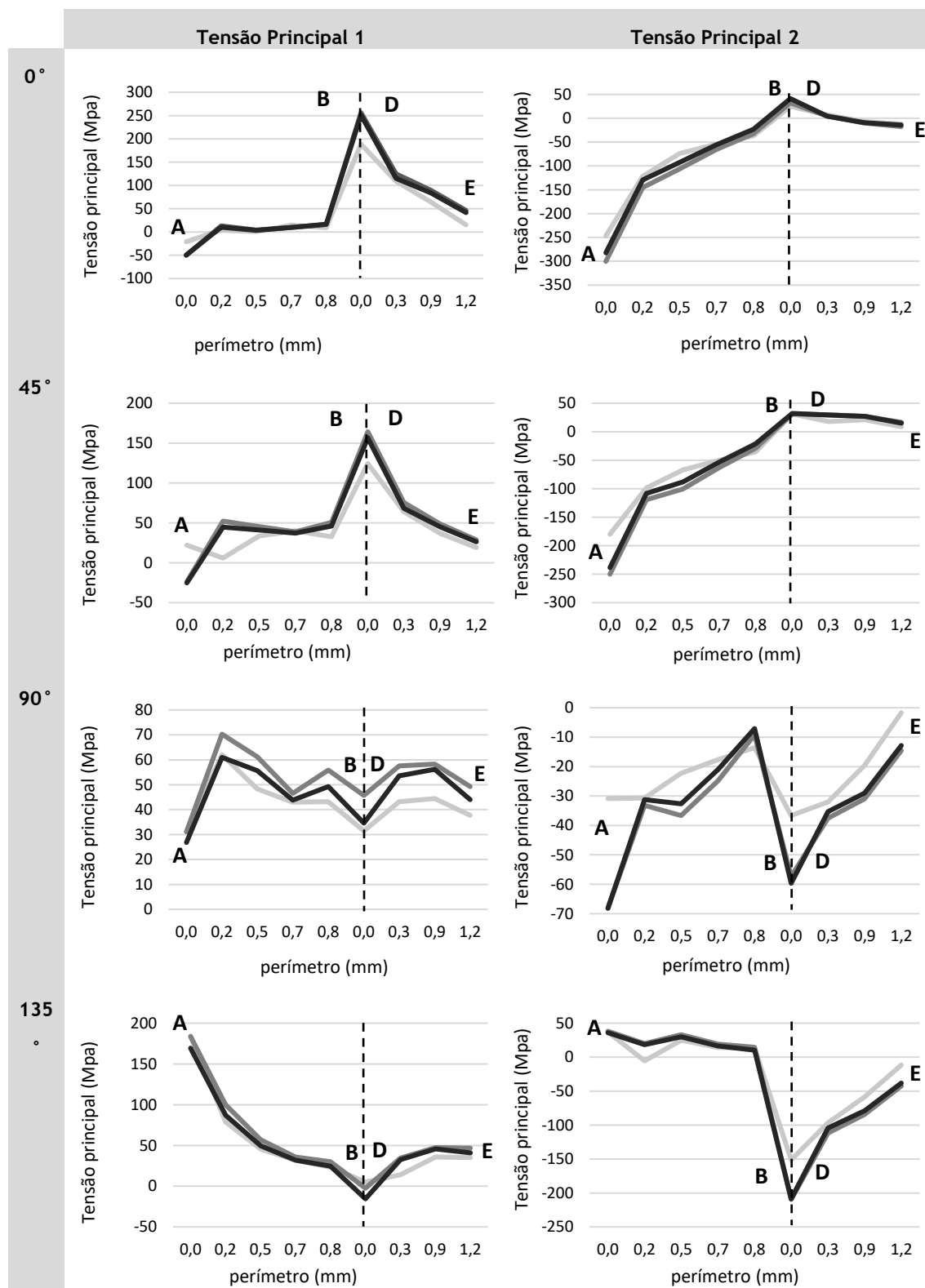
Fig. 7.17 - As linhas a vermelho e preto indicam os nós seleccionados pertencentes ao osso cortical e trabecular, respetivamente. (a) contorno no modelo 1; (b) contorno no modelo 2.

A Fig. 7.18 e Fig. 7.19 compara os contornos da tensão Principal 1 e Principal 2 do osso cortical com um implante, submetido a cargas horizontais, oblíquas e verticais. Através da análise dos gráficos obtidos é possível observar um pico inicial, ou seja, tensões de tração e compressão, localizadas na borda superior do osso cortical adjacente ao implante, em que o ponto A está sujeito a maiores compressões (valores negativos) e o ponto E sujeito a maiores trações (valores positivos), considerando um ângulo de carga de 0° e 45° . O inverso pode ser observado para os ângulos de 135° e 180° .

Adicionalmente, é possível observar um pico na interface entre o osso cortical e o osso trabecular, perto do implante (pontos B e D), visualizados na Fig. 7.20 e Fig. 7.21. Deve salientar-se que este pico de tensão pode não aparecer na mandíbula, pois na realidade não existem limites claros entre o osso cortical e trabecular.

A amplitude do ângulo de aplicação da carga reduziu significativamente o nível de tensão no osso, por exemplo para o ponto D do modelo 1 (pertencente ao osso cortical), a tensão Principal 1 entre o ângulo de 0° e 45° , diminuiu cerca de 36%, 37% e 34%, utilizando o método RPIM, NNRPIM e MEF, respetivamente. Para o ponto D do modelo 2, esta percentagem foi maior,

com uma diminuição de aproximadamente 55%, 56% e 58%, para o método RPIM, NNRPIM e MEF, respetivamente, demonstrando uma boa concordância entre os diferentes métodos de discretização utilizados.



180°

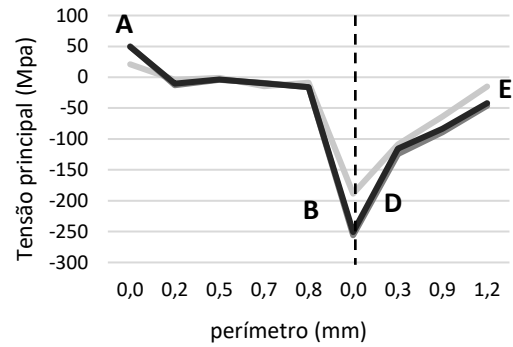
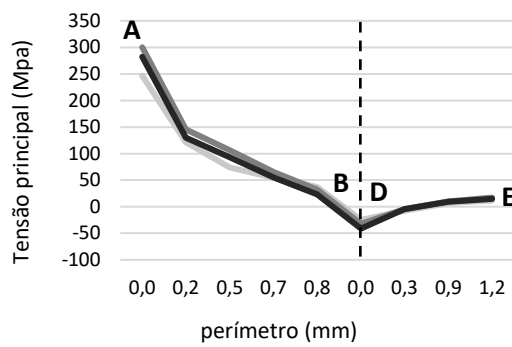
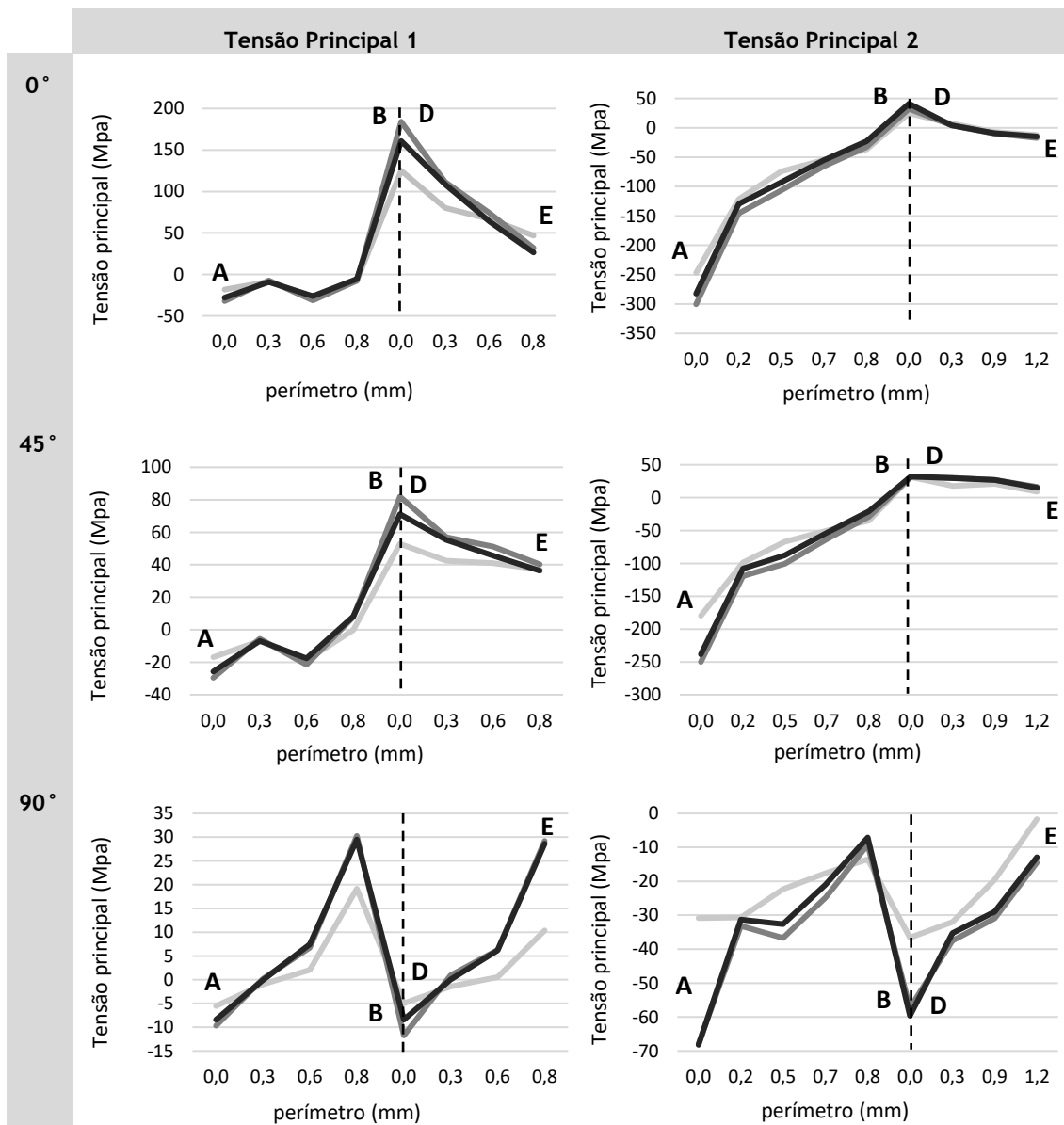


Fig. 7.18 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 1, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

— MEF — RPIM — NNRPIM



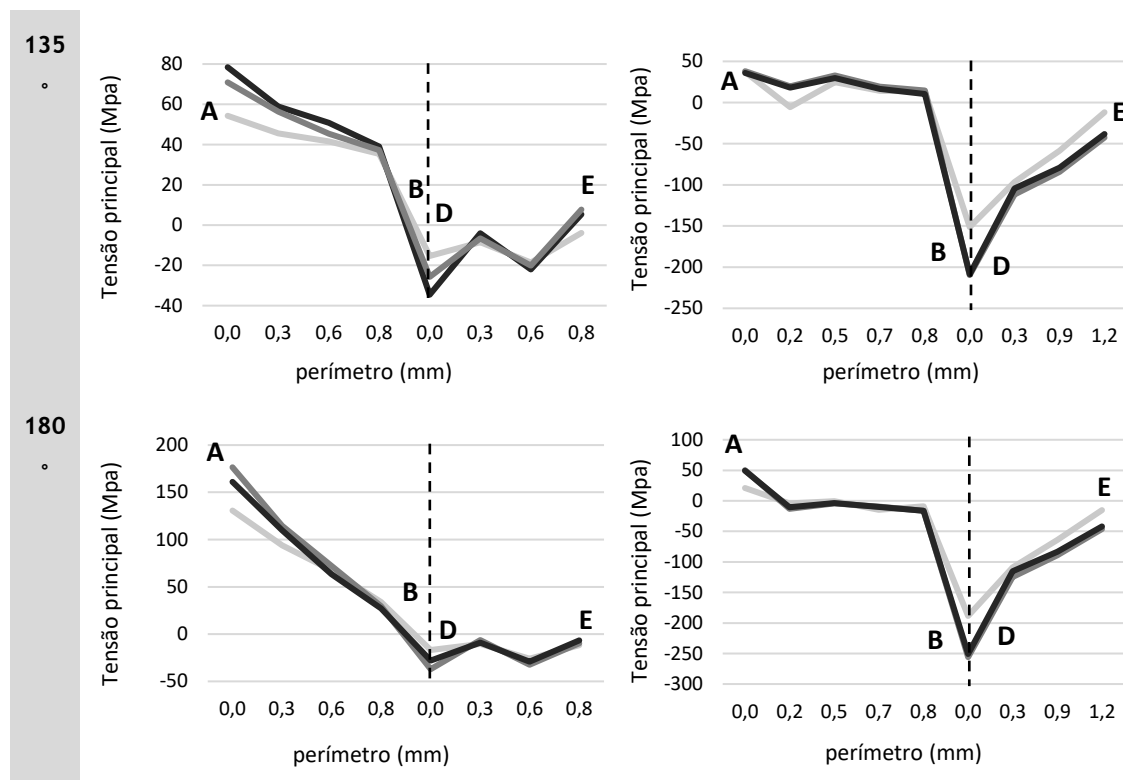
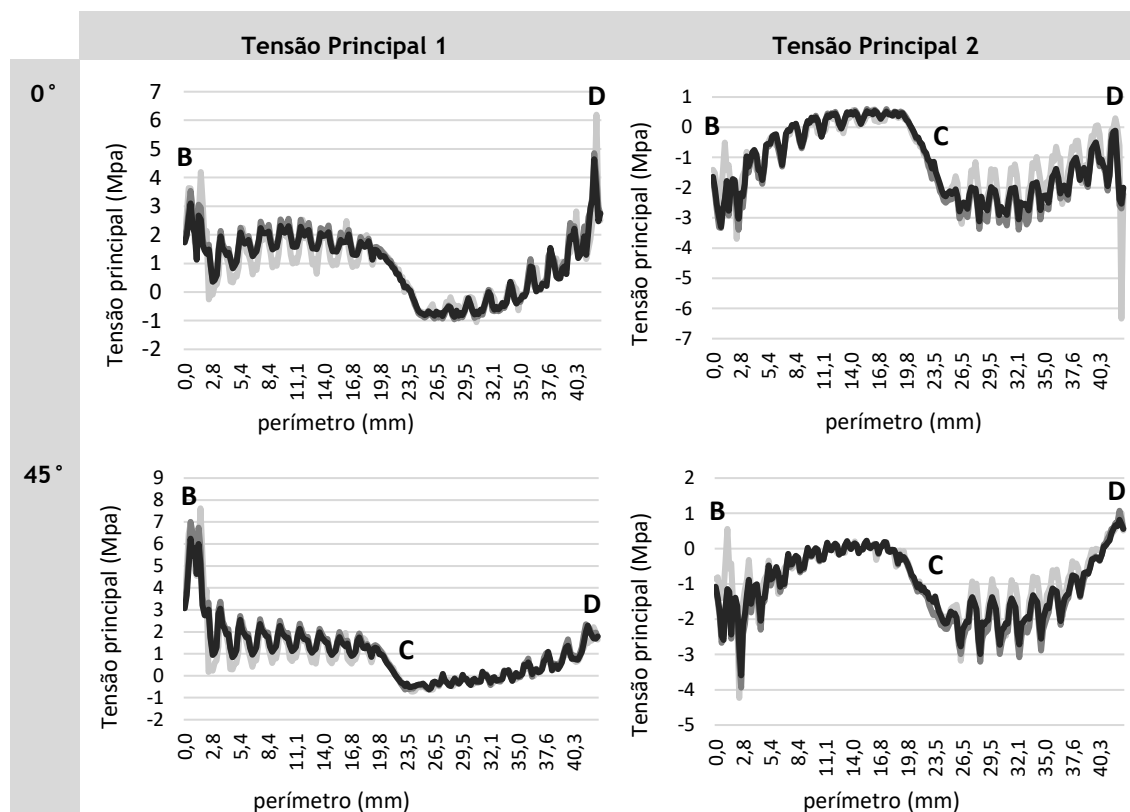


Fig. 7.19 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 2, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

— MEF — RPIM — NNRPIM



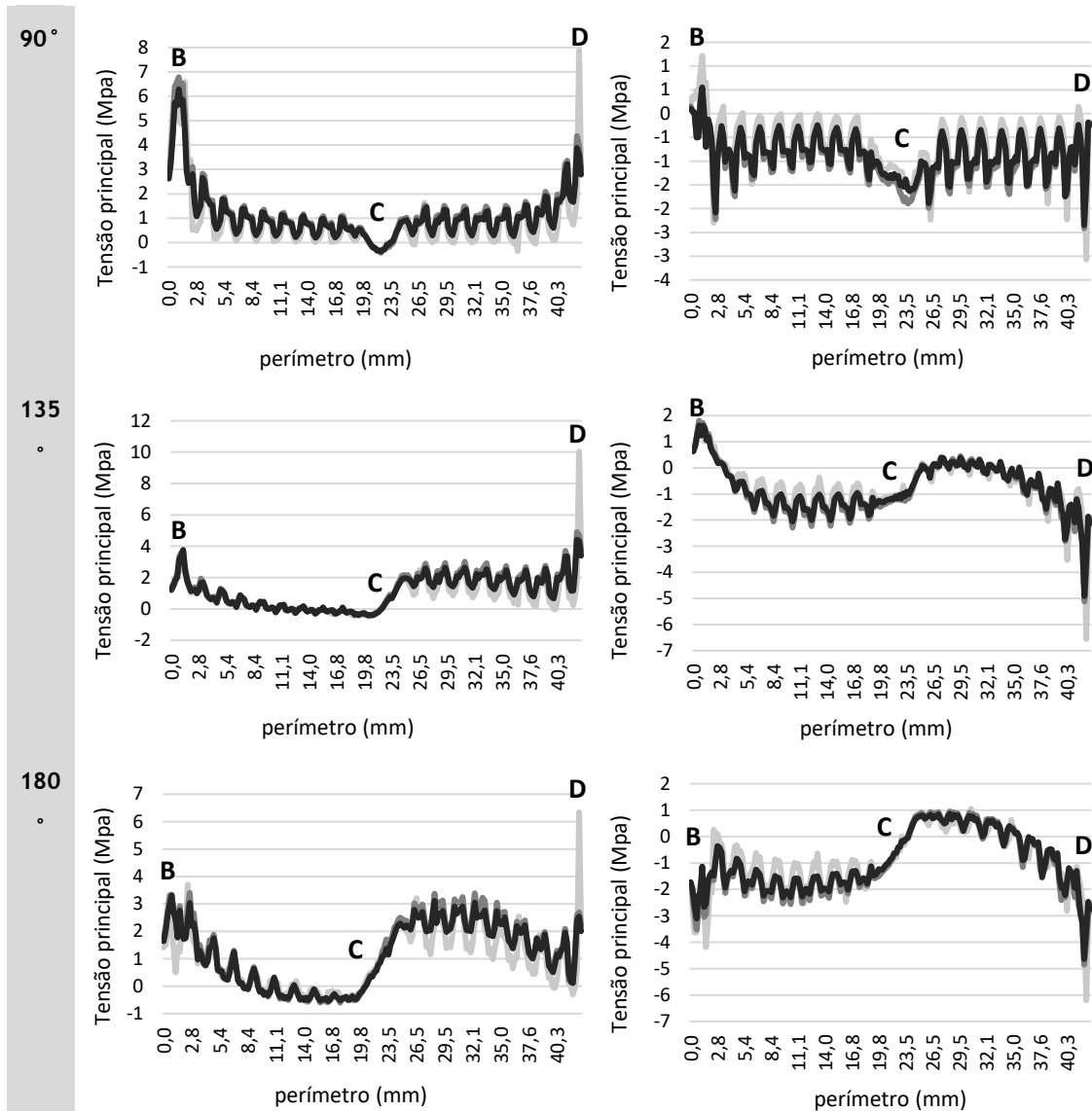
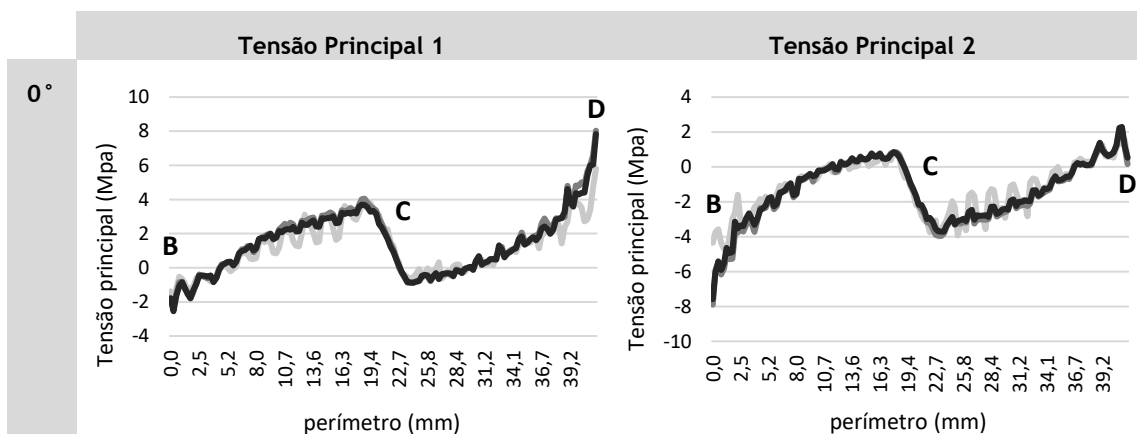


Fig. 7.20 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 1, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

— MEF — RPIM — NNRPIM



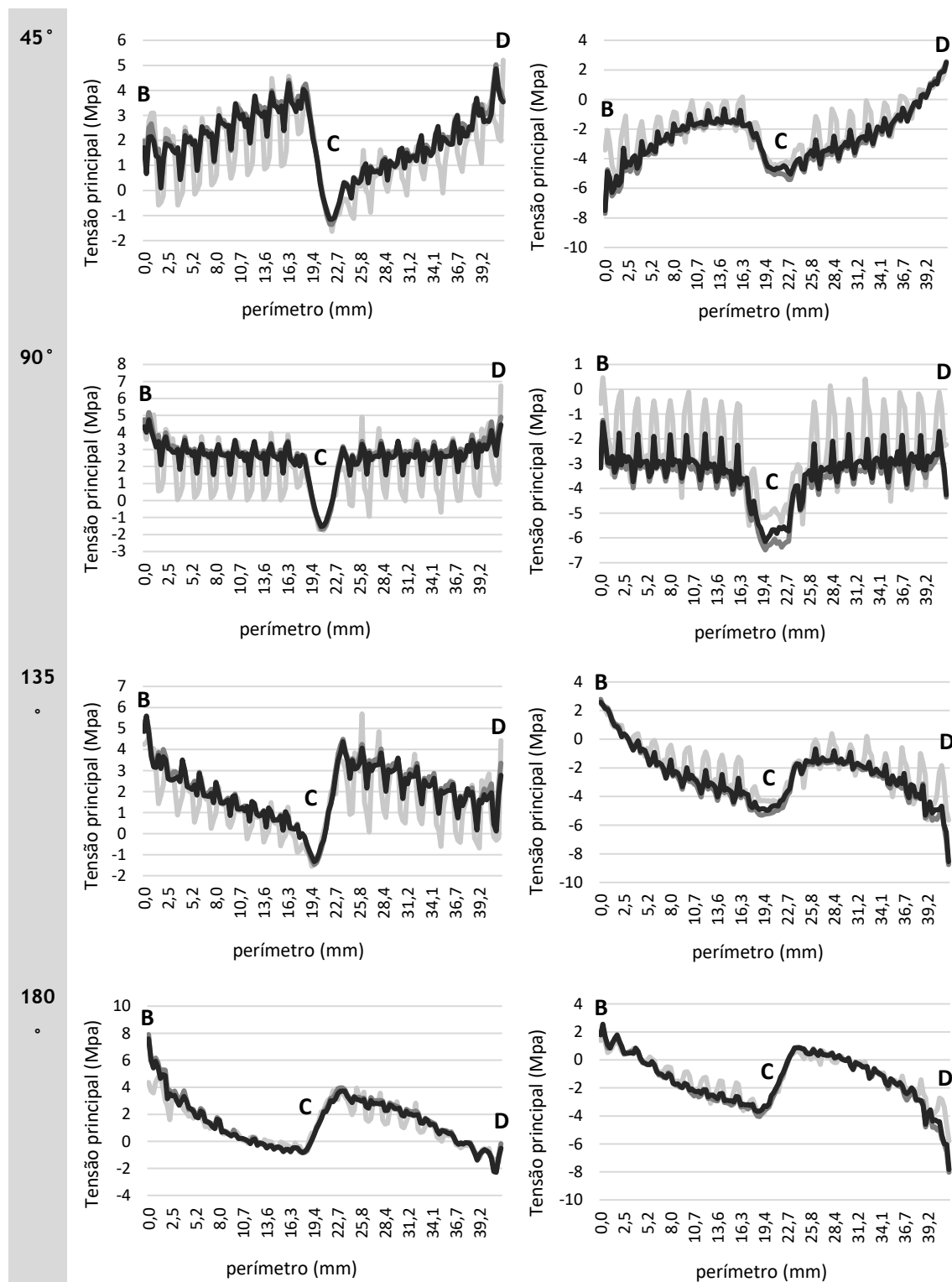


Fig. 7.21 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 2, e para os ângulos de carga considerados: 0°, 45°, 90°, 135 e 180°. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

— MEF — RPIM — NNRPIM

Capítulo 8

Análise computacional da remodelação óssea

8.1. Algoritmo de Remodelação

8.1.1. Procedimento do Algoritmo

Nesta seção é apresentado e descrito mais detalhadamente o algoritmo implementado neste trabalho, que se encontra esquematizado na Fig. 8.1. Este algoritmo foi desenvolvido por Belinha [28], e consiste numa adaptação do modelo proposto inicialmente por Carter.

Através da utilização de imagens médicas disponíveis, a geometria e as estruturas biológicas mais relevantes são identificadas. Desta forma, é então possível discretizar o domínio do problema com uma malha de integração, de acordo com o método numérico escolhido pelo utilizador (MEF, RPIM ou NNRPIM). Esta fase de pré-processamento termina com a atribuição das propriedades do material, que são consideradas isotrópicas, nas respetivas áreas do domínio, e com a aplicação das condições de fronteira essenciais e naturais. Posteriormente, as funções de forma para cada ponto de integração, \mathbf{x}_I são construídas, $\sigma(\mathbf{x}_I)$, conforme mencionado no Capítulo 4.

A partir deste instante, o algoritmo de remodelação iterativo pode ser iniciado. Ao longo do processo iterativo é realizada uma análise para cada instante t_j . Para cada etapa iterativa, todos os casos de carga l ($k = 1, 2, \dots, l$) são analisados sequencialmente e separadamente. Utilizando a matriz de deformação $\mathbf{B}(\mathbf{x}_I)$ e a matriz constitutiva do material, $\mathbf{c}(\mathbf{x}_I)$, é possível obter a matriz rigidez local, \mathbf{K}_I , para cada ponto de integração, \mathbf{x}_I , através da seguinte expressão,

$$\mathbf{K}_I = \int_{\Omega_I} \mathbf{B}_I^T \mathbf{c}_I \mathbf{B}_I d\Omega_I = \hat{w}_I \mathbf{B}_I^T \mathbf{c}_I \mathbf{B}_I \quad (8.1)$$

onde Ω_I é o volume físico ocupado por ponto de integração \mathbf{x}_I e \hat{w}_I é a representação numérica desse volume Ω_I . Depois de construídas todas essas matrizes de rigidez local, \mathbf{K}_I , elas são assembladas, formando uma matriz rigidez global, \mathbf{K} . De seguida, os limites essenciais correspondentes ao caso de carga k são impostos na matriz de rigidez, \mathbf{K}_j^k , e os vetores de forças de cada caso de carga, k , são considerados, \mathbf{f}_j^k , permitindo assim a construção do

sistema de equações $K_j^k \mathbf{u}_j^k = \mathbf{f}_j^k$, onde \mathbf{u}_j^k é o campo de deslocamentos desconhecido. Após definido o campo de deslocamentos, \mathbf{u}_j^k , é possível obter o campo das deformações, $\boldsymbol{\varepsilon}_j^k$, e das tensões, $\boldsymbol{\sigma}_j^k$, como explicado no Capítulo 5. Os campos de tensões e deformações obtidos podem ser usados para estabelecer o SED, U_j^k , a tensão efetiva de von Mises, $\bar{\sigma}_j^k$, e ainda as tensões e direções principais, $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j^k$ e \mathbf{n}_j^k , para cada ponto de interesse, \mathbf{x}_I . Para cada caso de carga considerado na análise, o procedimento descrito anteriormente é repetido. No fim, os campos variáveis obtidos para cada caso de carga são ponderados, através da Eq. (8.2).

$$\{\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\varepsilon}_j, \boldsymbol{\sigma}_j, \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j, \mathbf{n}_j, \bar{\sigma}_j, U_j\} \sum_{k=1}^l \frac{m^{(k)} \{\mathbf{u}_j, \boldsymbol{\varepsilon}_j, \boldsymbol{\sigma}_j, \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{n})_j, \mathbf{n}_j, \bar{\sigma}_j, U_j\}}{\sum_{s=1}^l m^{(s)}} \quad (8.2)$$

Tal como a equação Eq. (8.2) apresenta, o campo de variáveis ponderado final da etapa j é obtido através da sobreposição do número relevante de casos de carga discretos, l , ponderados de acordo com o número correspondente de ciclos de carga, m . O número de ciclos de carga corresponde ao número médio de vezes que uma determinada carga ocorre diariamente.

Assim, através do algoritmo, os pontos de interesse que apresentam valores de SED pertencentes ao intervalo indicado na Eq. (8.3) são submetidos a um processo de remodelação da densidade. Uma vez que o processo de remodelação utilizado neste trabalho é local, todos os outros pontos de interesse que não estão contidos no intervalo da Eq. (8.3), mantêm a densidade anterior.

$$U(\mathbf{x}_I) \in [U_{min}, U_{min} + \alpha \cdot \Delta U] \cup [U_{max} - \beta \cdot \Delta U, U_{max}], \quad \forall U(\mathbf{x}_I) \in \mathbb{R} \quad (8.3)$$

onde $U_{min} = \min(U)$, $U_{max} = \max(U)$ e $\Delta U = U_{max} - U_{min}$, e α e β definem as taxas de crescimento e decaimento da densidade aparente.

Posteriormente, considerando o campo de tensões efetivo ponderado, nos pontos de interesse selecionados a partir da Eq. (8.3), é possível estimar a nova densidade aparente individual usando a lei material escolhida, que neste caso é a lei fenomenológica proposta por Belinha [5]. Depois de estabelecida a nova densidade aparente, o processo avança para o próximo passo de iteração.

A densidade aparente média do modelo, ρ_{app}^{med} , pode então ser determinada,

$$\rho_{app}^{med} = \frac{1}{Q} \sum_{I=1}^Q \rho_{app}(\mathbf{x}_I) \quad (8.4)$$

onde Q é número total de pontos de integração e $\rho_{app}(\mathbf{x}_I)$ a densidade aparente no ponto de integração \mathbf{x}_I .

Depois de estabelecida a nova densidade aparente, o processo avança para o próximo passo de iteração. Assim, na próxima iteração as propriedades do material são atualizadas em cada ponto de interesse (Eq. (2.7), (2.8) e (2.9)), usando o novo campo de densidade aparente. Desta forma, a matriz de elasticidade constitutiva, definida para cada ponto de interesse, é orientada (utilizando uma matriz de rotação) através das direções principais obtidas no passo de iteração anterior. Este procedimento permite alinhar iterativamente as propriedades do material com a direção da carga atualizada.

O processo de remodelação do tecido ósseo termina quando a densidade aparente média do modelo, ρ_{app}^{modelo} , atinge um valor de controlo, $\rho_{app}^{controlo}$, ou se, duas etapas de iteração

apresentarem a mesma densidade aparente média consecutivamente, $\frac{\Delta \rho}{\Delta t} = 0$. O valor de controlo pode ser determinado pelo usuário, com base em observações clínicas.

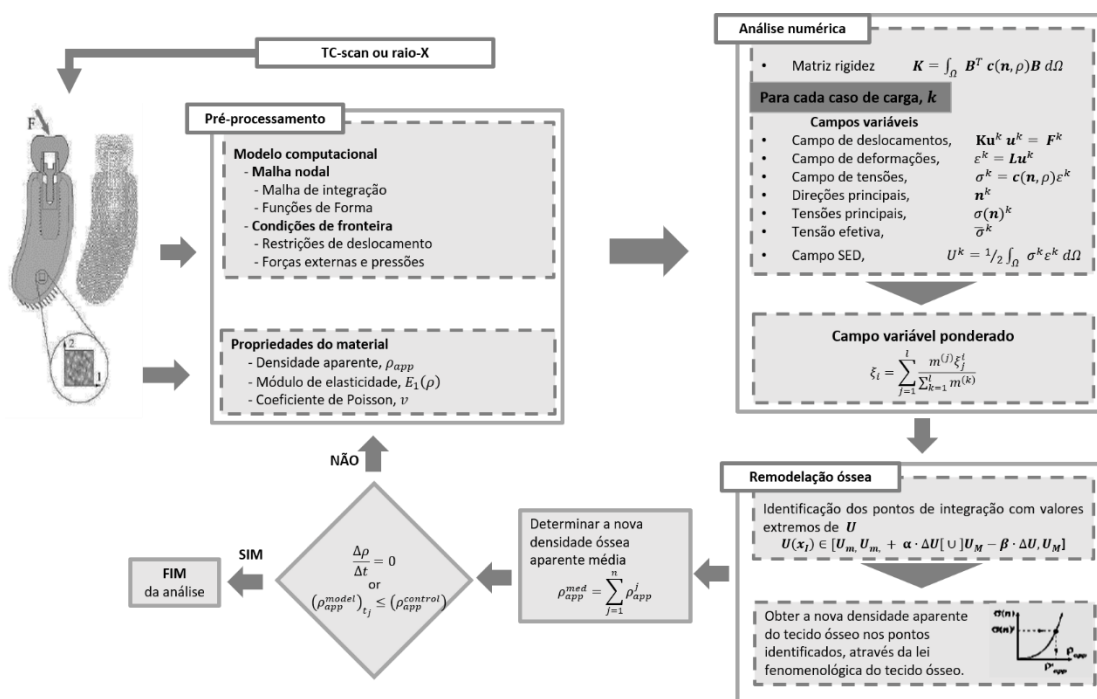


Fig. 8.1 - Algoritmo de remodelação óssea utilizado neste trabalho [190].

A evolução da densidade aparente é representada através dos isomapas em que, o branco representa a densidade aparente máxima, $\rho_0 = 2,1 \text{ g/cm}^3$, e o preto representa a densidade aparente mínima, $\rho_0 = 0,1 \text{ g/cm}^3$. As restantes variações de cinza representam densidades aparentes de transição. Para a construção destes mapas, a malha nodal inicial que discretiza o domínio do problema e a respetiva malha de integração são utilizadas, consequentemente, o nível de definição destes isomapas pode ser melhorado, aumentando a densidade da malha. Em contrapartida, como o custo computacional aumenta com o nível de discretização, e visto que, o algoritmo utilizado não é otimizado para performances rápidas, este trabalho apenas utiliza malhas nodais pouco densas. Um exemplo desses mapas encontra-se representado na Fig. 8.2.

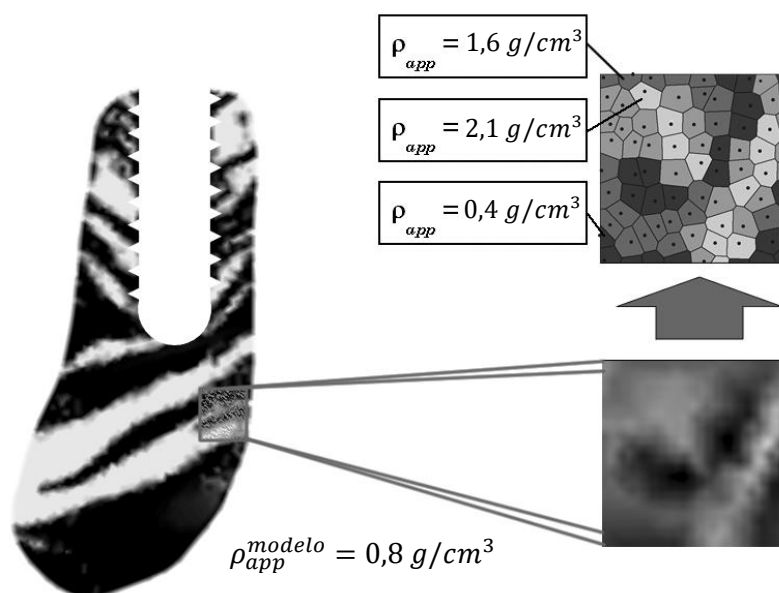


Fig. 8.2 - Isomapa representativo da arquitetura trabecular do osso mandibular.

8.1.2. Análise de remodelação do tecido ósseo mandibular

Nesta secção serão apresentados alguns exemplos de aplicação do algoritmo anteriormente descrito com o objetivo de avaliar numericamente a remodelação do tecido ósseo da mandíbula que circunda um implante dentário. Para esse efeito, recorreu-se ao Software FEMAS, explicado detalhadamente na secção 7.1, que permite a análise de remodelação óssea combinada com os métodos numéricos já integrados no programa, nomeadamente o MEF, RPIM e NNRPIM.

Os modelos numéricos utilizados neste estudo, encontra-se descritos em pormenor na Fig. Fig. 7.2 do Capítulo 7. Estes modelos ósseos resultaram do corte da mandíbula segundo um plano de análise Oxy (Modelo 1) e Oyz (Modelo 2). Relativamente ao implante utilizado no presente estudo, este apresenta igualmente a mesma geometria, dimensões e o mesmo tipo de material que o apresentado na Fig. 7.3 e Fig. 7.4.

8.1.2.1. Análise do Modelo 1

O modelo em estudo é baseado na estrutura óssea mandibular, sendo esta composta por osso esponjoso e por uma fina camada de osso cortical, com aproximadamente 1mm de espessura. Em relação ao tecido ósseo, as suas propriedades dependem da densidade aparente atual e são obtidas através da lei fenomenológica apresentada na secção 2.10.

Depois de contruído o modelo, foi possível discretizar o domínio do problema com uma malha nodal irregular, composta por 3893 nós e 7500 elementos. De seguida, foram definidas as condições de fronteira naturais e essenciais. Assim, foram aplicadas três cargas no sistema do implante, com base no trabalho realizado por [155], nomeadamente uma carga horizontal (Fh) com uma magnitude de 10N, uma carga vertical (Fv) com uma magnitude de 35N e uma carga oblíqua (Fo) com uma magnitude de 70N orientada em 120° em relação ao eixo horizontal. Sugere-se uma quarta condição de carga: destinada a simular o efeito da torção mandibular. Quanto à aplicação das condições de fronteira essenciais, o modelo é restrito na base ao longo das direções x e y, como observado na Fig. 8.3 [147].

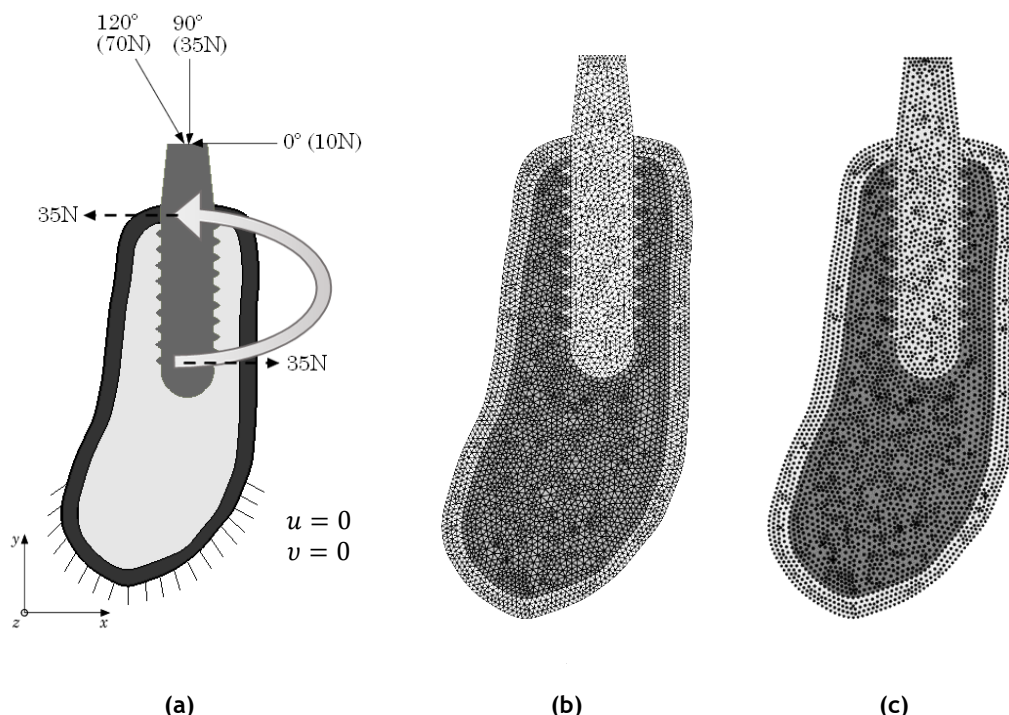


Fig. 8.3 - (a) Representação geométrica do modelo, com as condições de fronteira essenciais e naturais aplicadas. Discretização do domínio do problema: (b) malha de elementos; (c) malha nodal.

Por fim, o modelo numérico descrito foi analisado através do algoritmo de remodelação do tecido ósseo apresentado anteriormente. Todos os materiais considerados nesta análise assumem uma distribuição de densidade uniforme inicial, $\rho_{app}^{max} = 2.1 \text{ g/cm}^3$, e um coeficiente de Poisson constante, $\nu = 0.3$. A arquitetura trabecular final é apresentada através de isomapas de tons de cinza, assumindo-se $\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$, como valor de densidade média de controlo do algoritmo de remodelação. De notar que, o processo de remodelação óssea termina quando a densidade óssea média atinge o valor de controlo.

Numa primeira fase, as cargas consideradas no modelo foram analisadas individualmente, com o objetivo de perceber qual a sua importância no processo de remodelação do tecido ósseo. De seguida esses mesmos casos foram combinados, de forma a se obter distribuições trabeculares mais próximas da realidade.

Inicialmente, a remodelação óssea do modelo foi analisada considerando três critérios de remodelação distintos, nomeadamente a densidade de energia de deformação (SED), a tensão principal 1 (σ_{11}) e a tensão efetiva de von Mises (σ_{ef}). As distribuições de densidade para cada uma das três hipóteses mencionadas foram obtidas combinando o algoritmo de remodelação com o método numérico RPIM. Na Fig. 8.4 encontram-se os resultados da arquitetura trabecular para a combinação das 4 cargas. Na Fig. A. 21 do Anexo 3 encontram-se as restantes distribuições para os quatro casos de carga considerados separadamente.

Pela observação dos isomapas é possível detetar que os resultados obtidos utilizando a σ_{11} como critério de remodelação foram bastante diferentes dos resultados utilizando o SED e σ_{ef} . Adicionalmente, conclui-se a tensão principal 1 foi o critério de remodelação que produziu resultados mais semelhantes com a realidade, o que está em concordância com a literatura [190].

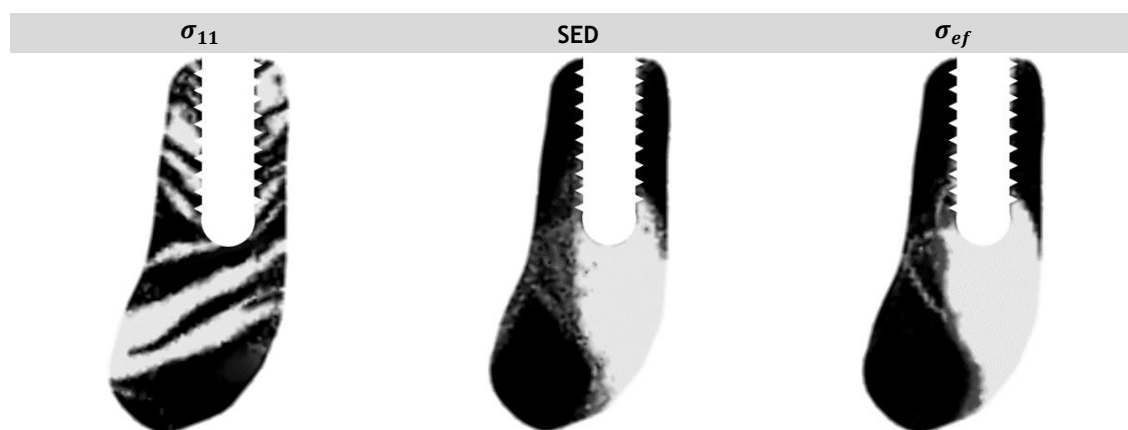


Fig. 8.4 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$) obtida para a combinação das 4 cargas, para os diferentes critérios de remodelação considerados, σ_{11} , SED e σ_{ef} .

De seguida, são então apresentados e comparados os resultados obtidos considerando unicamente como critério de remodelação a tensão principal (σ_{11}).

Na Fig. A. 22, Fig. A. 23, Fig. A. 24 e Fig. A. 25 do Anexo 3 é apresentada através de isomapas de tons de cinza a arquitetura final, assumindo-se um valor de densidade média aparente $\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$, para as quatro cargas analisadas individualmente. Além disso, é também exposta, para cada método numérico (MEF, RPIM e NNRPIM), os mapas de distribuição de cores da tensão efetiva de von Mises, e as tensões principais (σ_{11} e σ_{22}). Para ambas as abordagens numéricas, os resultados descrevem a estrutura trabecular interna da mandíbula, revelando diferentes disposições das trabéculas conforme o ângulo de aplicação da carga: quando aplicada uma carga de 0° verifica-se a formação de trabéculas no lado esquerdo do modelo, no entanto, uma carga de 120° desencadeia a formação maioritariamente de trabéculas no lado oposto. Adicionalmente, uma carga de 90° produz uma distribuição trabecular mais uniforme, e por fim, é visível que a carga que simula a torção mandibular estimula a formação de uma trabécula direcionada no sentido de aplicação da carga de torção.

Com o propósito de se obter uma solução mais próxima da realidade, o processo descrito anteriormente foi realizado para a combinação das quatro cargas, tendo-se obtido os resultados presentes na Fig. 8.5. Verifica-se que, abaixo do implante é possível observar que o algoritmo prevê regiões de alta densidade orientadas horizontalmente, que conectam as seções corticais. No entanto, na região logo abaixo do implante (região apical), pode-se observar mais reabsorção do que formação óssea. Pela observação dos mapas da tensão principal 1 e 2, é possível verificar que o modelo está sujeito a maiores compressões de que trações, isto deve-se ao facto de as cargas aplicadas ao modelo serem unicamente cargas compressivas.

Na Fig. 8.6 é apresentada a interseção entre cada par de soluções obtida, verificando-se uma semelhança entre todos os métodos numéricos, uma vez que é possível observar as principais estruturas trabeculares do osso mandibular. Assim, para cada abordagem numérica, conclui-se que as soluções são coerentes entre si. Os resultados do RPIM e NNRPIM são muito semelhantes e significativamente mais suaves quando comparados com a solução do MEF. Além disso, a Fig. 8.7 apresenta uma comparação dos resultados da distribuição da densidade prevista com observações clínicas. A Fig. 8.7 (a) mostra o resultado utilizando o método numérico MEF, RPIM e NNRPIM no presente trabalho, e a Fig. 8.7 (b) apresenta a distribuição da densidade de uma mandíbula com implante dentário de um Babuíno [191]. Assim, é possível observar que as distribuições de densidade geral para ambas as abordagens numéricas e para a mandíbula do Babuíno são semelhantes nos seguintes aspetos: o padrão trabecular em torno do implante, como observado pela região A; e a área de menor densidade (reabsorção óssea) logo abaixo do implante, conforme destacado pela região B.

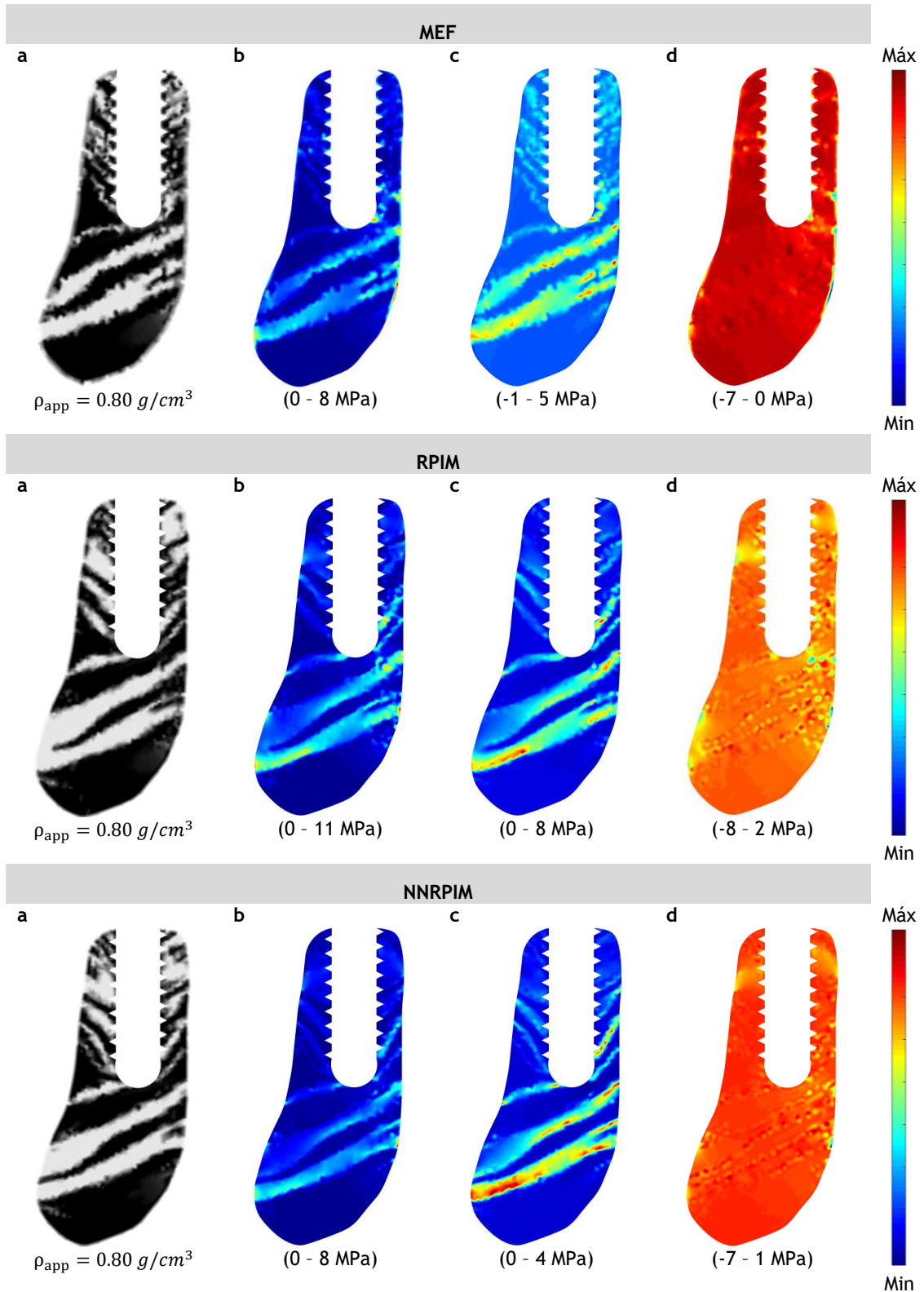


Fig. 8.5 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a combinação das cargas de 0° , 90° , 120° e torção; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

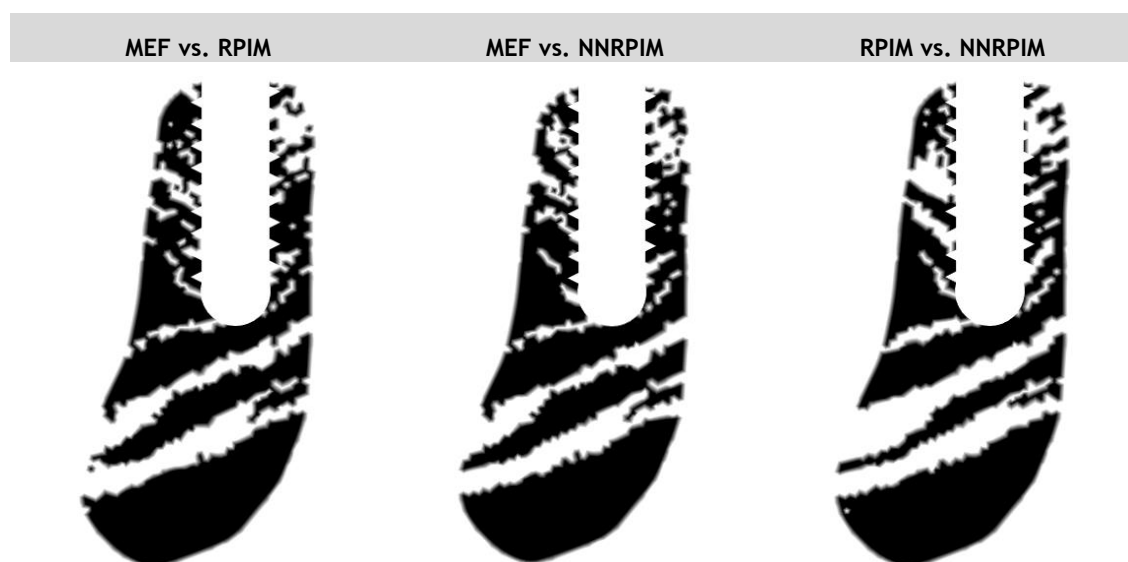


Fig. 8.6 - Interseção de cada par de soluções.

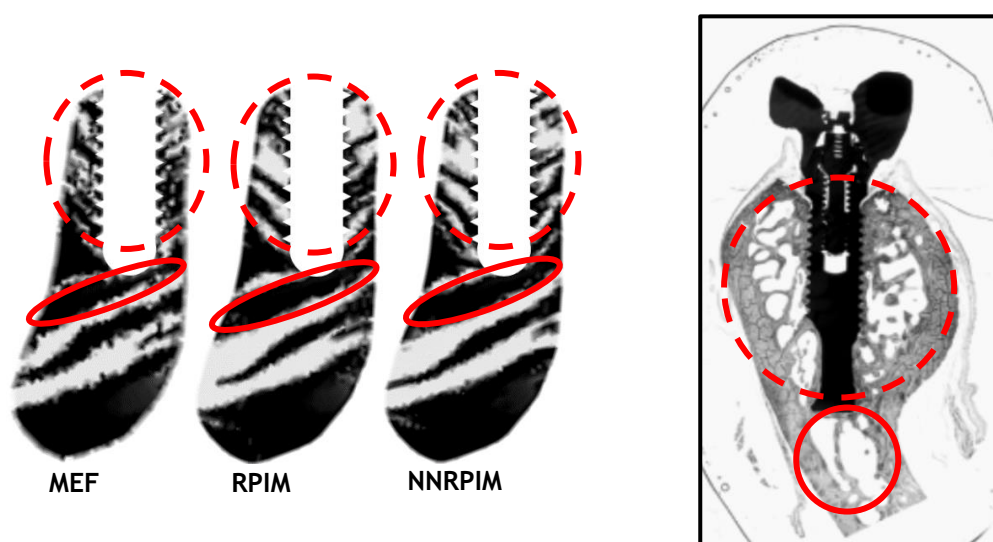


Fig. 8.7 - (a) Arquitetura trabecular obtida para as respectivas abordagens numéricas consideradas: MEF, RPIM e NNRPIM. (b) Distribuição da densidade na mandíbula do Babuíno [191]. Legenda:

A — B - -

8.1.2.1.1. Análise do sistema de cargas

Nesta seção são propostos quatro casos de carga, combinando as cargas anteriormente apresentadas e assumindo a carga de torção como carga independente. Assim, utilizando a Eq.(8.2), cada uma das cargas é ponderada de acordo com o número de ciclos apresentados na Tab. 8.1. O número de ciclos de carga diário foi baseado no pressuposto de que um indivíduo apresenta três episódios de mastigação por dia, cada um com 15 minutos de duração, a uma taxa de mastigação de 60 ciclos por minutos (1Hz). Isso equivale a 2700 ciclos de mastigação por dia [150].

Tab. 8.1 - Número de ciclos diário de carga considerado em cada caso de carga.

Caso de carga	Nº Ciclos de carga			Total
	0° (10N)	90° (35N)	120° (70N)	
CC1	540	540	1620	2700
CC2	540	1620	540	2700
CC3	1620	540	540	2700
CC4	900	900	900	2700

Assumindo o mesmo modelo numérico presente na Fig. 8.3, e as mesmas propriedades do material, o problema foi analisado para cada um dos quatro casos de carga apresentados na Tab. 8.1. Foi considerado novamente um valor de densidade média aparente $\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$.

As distribuições de densidade obtidas com o algoritmo de remodelação do tecido ósseo apresentado anteriormente na secção 8.1, para cada uma das abordagens numéricas, são apresentados na Fig. 8.8. Além disso, é também exposta, para cada método numérico (MEF, RPIM e NNRPIM), os mapas de distribuição de cores da tensão efetiva de von Mises, e as tensões principais (σ_{11} e σ_{22}), para os quatro casos de carga analisados na Fig. A. 26, Fig. A. 27, Fig. A. 28 e Fig. A. 29 do Anexo 3.

É possível visualizar que o caso de carga 1 (CC1) é o que mais se assemelha a uma arquitetura trabecular mais realista, verificando-se abaixo do implante estruturas ósseas trabeculares de alta densidade orientadas horizontalmente, tal como aconteceu na combinação de cargas apresentada no exemplo anterior (Fig. 8.5). Adicionalmente, a reabsorção óssea, imediatamente abaixo do implante, continua a ser prevista pelo algoritmo de remodelação. Este caso de carga considera um maior número de ciclos diário para a carga de 120°, admitindo assim, que a uma carga oblíqua tem um maior contributo no processo de remodelação do tecido ósseo, que uma carga vertical (CC2) ou horizontal (CC3).

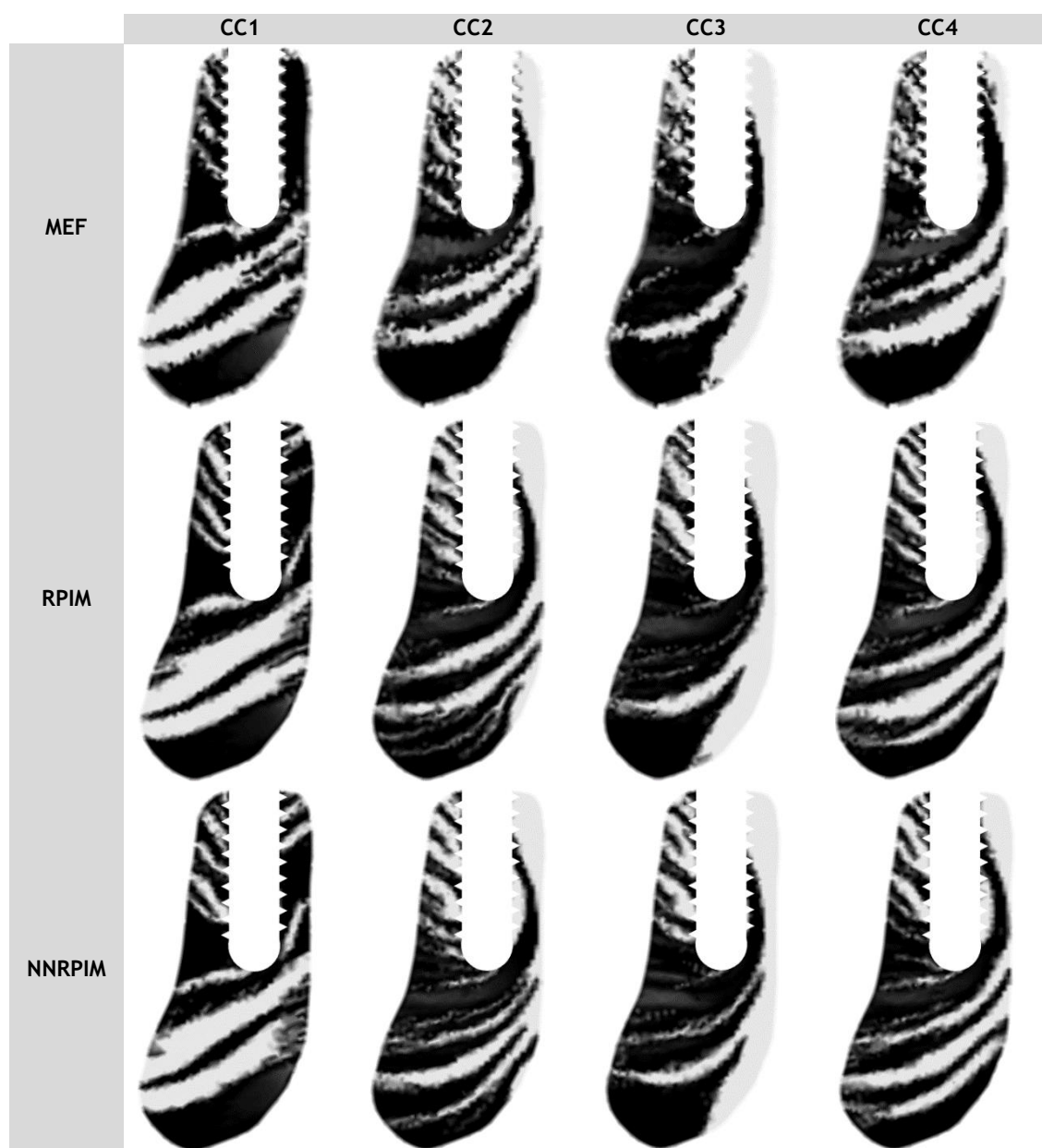


Fig. 8.8 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$) obtida para os diferentes Casos de carga considerados, e utilizando as abordagens numéricas MEF, RPIM e NNRPIM.

8.1.2.2. Análise do Modelo 2

Nesta seção será avaliada a remodelação do tecido ósseo da mandíbula, considerando o modelo numérico representado na Fig. 8.9, sendo esta composta por osso esponjoso e uma fina camada de osso cortical, com aproximadamente 1mm de espessura. Quanto às propriedades do tecido ósseo, estas dependem da densidade aparente atual, e são obtidas pela lei fenomenológica apresentada na seção 2.10.

O domínio do problema foi discretizado numa malha nodal irregular composta por 4157 nós e 8013 elementos. De seguida, foram definidas as condições de fronteira naturais e essenciais. Assim, neste modelo foram aplicadas simultaneamente duas cargas ao sistema do implante orientadas em 79° e 101° em relação ao eixo horizontal, e com uma magnitude de 100N, dando origem ao caso de carga 1 (Fig. 8.9 (a)). A este caso de carga, foi adicionada uma pressão distribuída atuando nos limites verticais do modelo, que tem como objetivo simular a tensão

induzida pela flexão mandibular e a pressão interna dos fluídos circundantes, dando origem ao caso de carga 2 (Fig. 8.9 (b)). Quanto à aplicação das condições de fronteira essenciais, o modelo é restrito na base ao longo das direções x e y , como observado na Fig. 8.9 (a) e (b).

Por fim, o modelo numérico descrito foi analisado através do algoritmo de remodelação do tecido ósseo apresentado anteriormente. Todos os materiais considerados nesta análise assumem uma distribuição de densidade uniforme inicial, $\rho_{app}^{max} = 2.1 \text{ g/cm}^3$, e um coeficiente de Poisson constante, $\nu = 0.3$. A arquitetura trabecular final é apresentada através de isomapas de tons de cinza, assumindo-se $\rho_{app} = 0.70 \text{ g/cm}^3$, como valor de densidade média de controlo do algoritmo de remodelação.

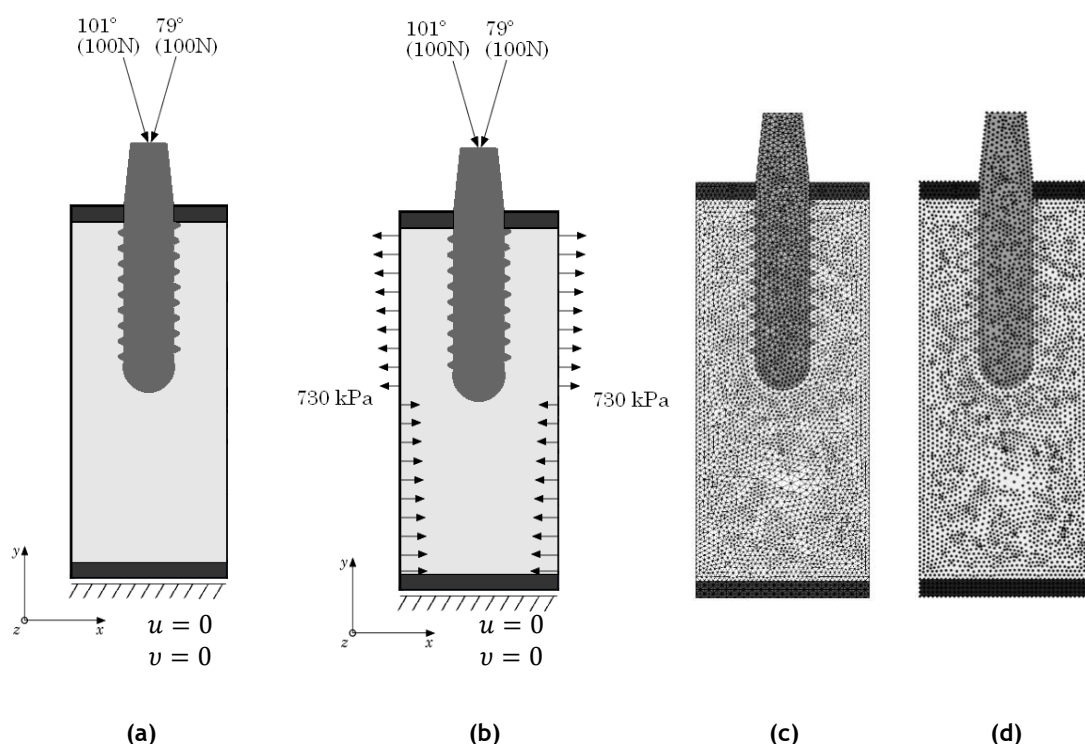


Fig. 8.9 - Representação geométrica do modelo, com as condições de fronteira essenciais e naturais aplicadas: (a) Caso de carga 1; (b) Caso de carga 2. Discretização do domínio do problema: (c) malha de elementos; (d) malha nodal.

Considerando o caso de carga 1 (Fig. 8.9 (a)), procedeu-se inicialmente a análise da distribuição trabecular considerando três parâmetros de taxa de decaimento da densidade aparente, β , distintos: $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$. O parâmetro α , taxa de crescimento da densidade aparente, foi assumido como $\alpha = 0$. Na Fig. 8.10 é possível visualizar os resultados para os diferentes valores de taxa de decaimento β , considerando os métodos numéricos MEF, RPIM e NNRPIM. Os resultados permitem concluir que a diferença entre estes parâmetros não é significativa, no entanto verifica-se que quando este parâmetro diminui, obtém-se uma solução mais precisa, uma vez que o tempo que o osso tem para se adaptar às cargas a que está a ser submetido aumenta. No entanto, este comportamento foi melhor observado quando utilizado o método numérico MEF, verificando-se um aumento do número de trabéculas quando utilizado um $\beta = 0.03$. Adicionalmente, na Fig. A. 30, Fig. A. 31 e Fig. A. 32 do Anexo 3, é possível visualizar os mapas de cores para a tensão de von Mises e tensão principal (σ_{11} e σ_{22}) para as taxas de decaimento $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$, e para os métodos numéricos MEF, RPIM e NNRPIM.

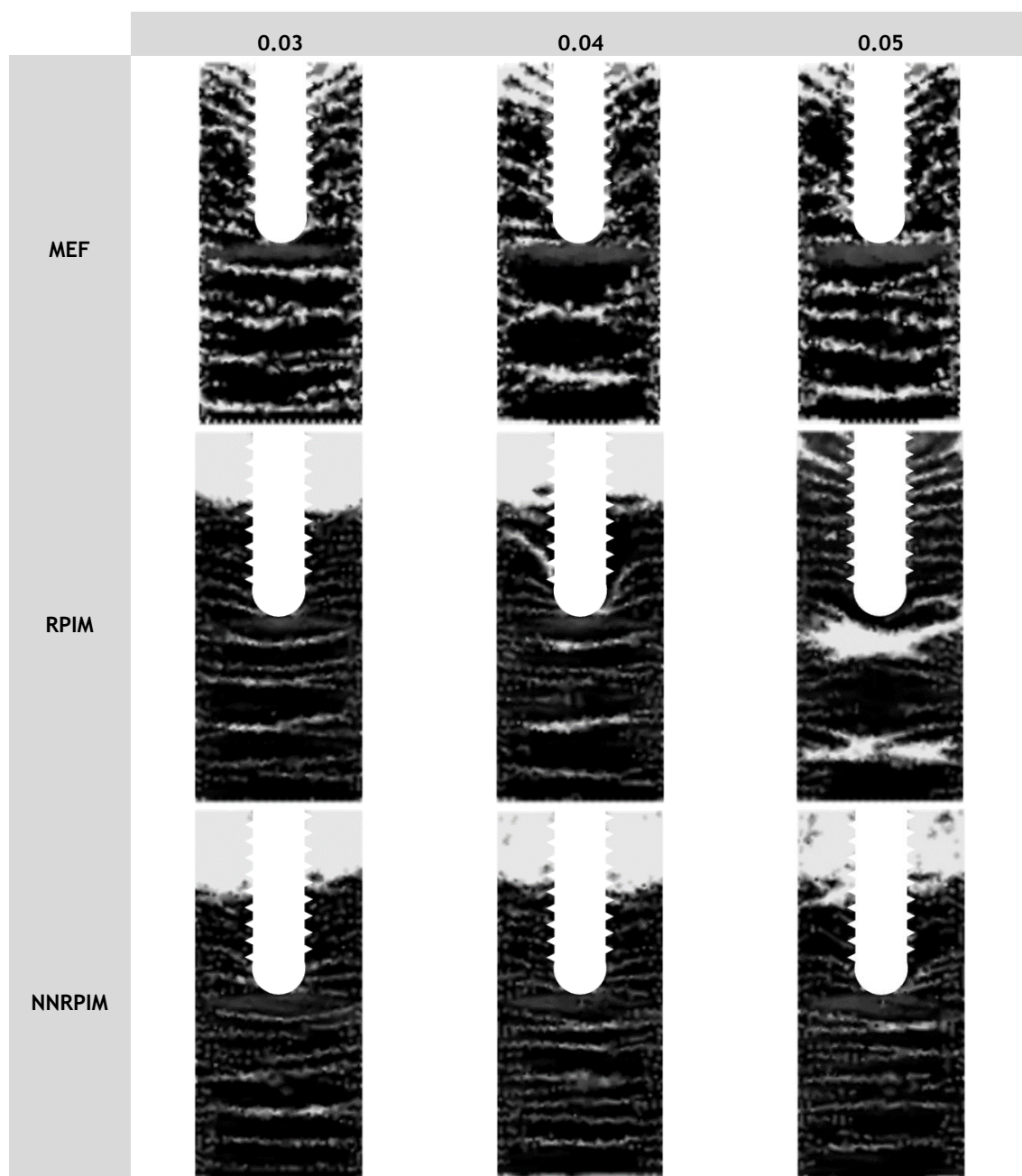


Fig. 8.10 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.60 \text{ g/cm}^3$) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$.

Nas restantes análises foi utilizada uma taxa de decaimento de $\beta = 0.05$, uma vez que o custo computacional desta é significativamente menor quando comparado com as taxas de 0.04 e 0.03. Desta forma, são apresentados e comparados os resultados obtidos considerando abordagens numéricas diferentes, nomeadamente o MEF, RPIM e NNRPIM. Assim na Fig. 8.11 é apresentada, através de isomapas de tons de cinza, a arquitetura final, assumindo-se um valor de densidade média aparente $\rho_{app} = 0.60 \text{ g/cm}^3$. Além disso, são também expostos os mapas de distribuição de cores da tensão efetiva de von Mises, e as tensões principais (σ_{11} e σ_{22}).

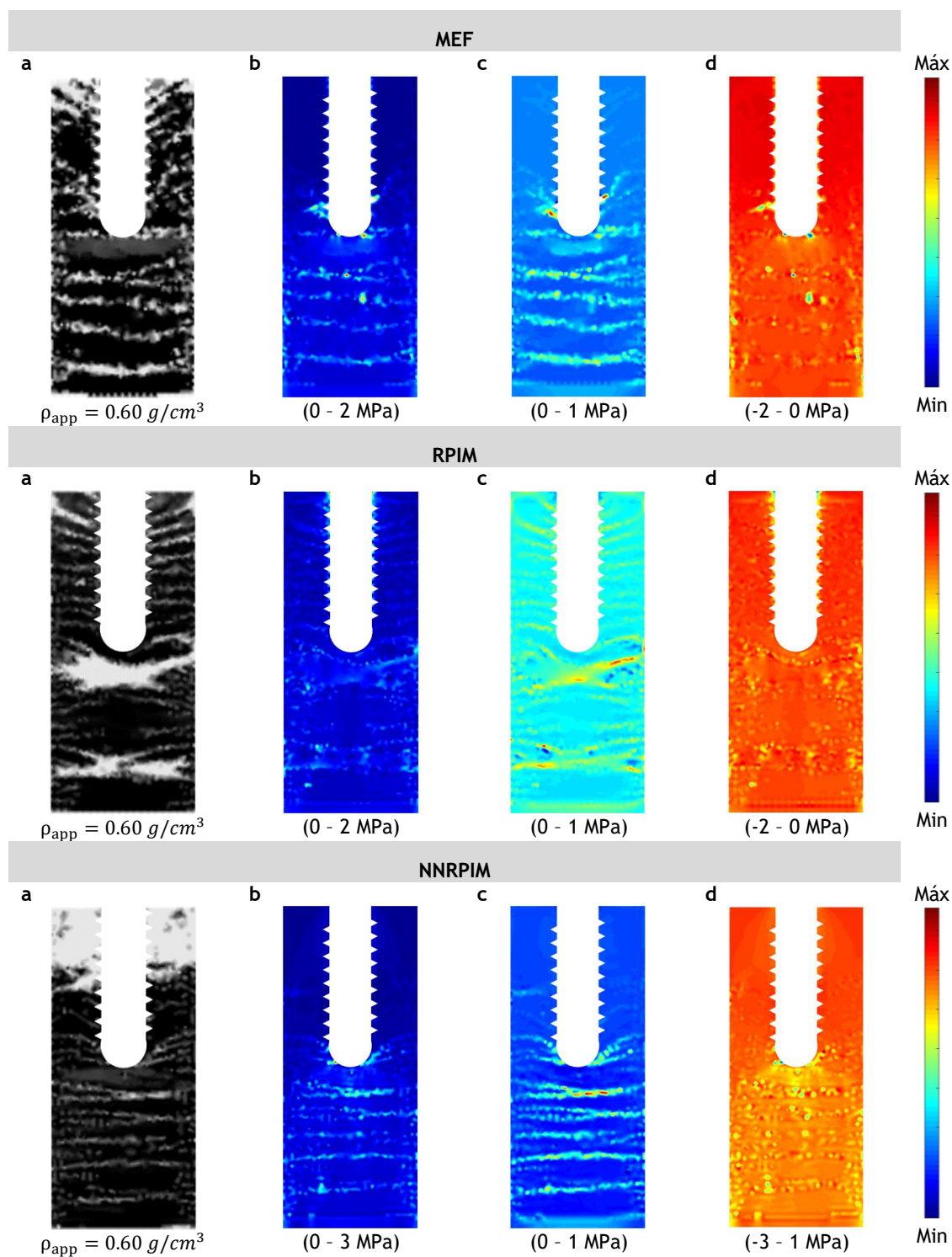


Fig. 8.11 - (a) Arquitetura trabecular final obtida; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

As distribuições trabeculares obtidas para este exemplo, predizem a mesma reabsorção óssea, imediatamente abaixo do implante, e trabéculas horizontais bem definidas. Estes resultados assemelham-se aos resultados observados para o modelo 1 (seção da mandíbula segundo um plano Oxy).

Na Fig. 8.6 é apresentada a interseção entre cada par de soluções obtida, verificando-se uma semelhança entre todos os métodos numéricos, uma vez que é possível observar as principais estruturas trabeculares do osso mandibular. Assim, para cada abordagem numérica, conclui-se que as soluções são coerentes entre si. Os resultados do RPIM e NNRPIM são muito semelhantes e significativamente mais suaves quando comparados com a solução do MEF.

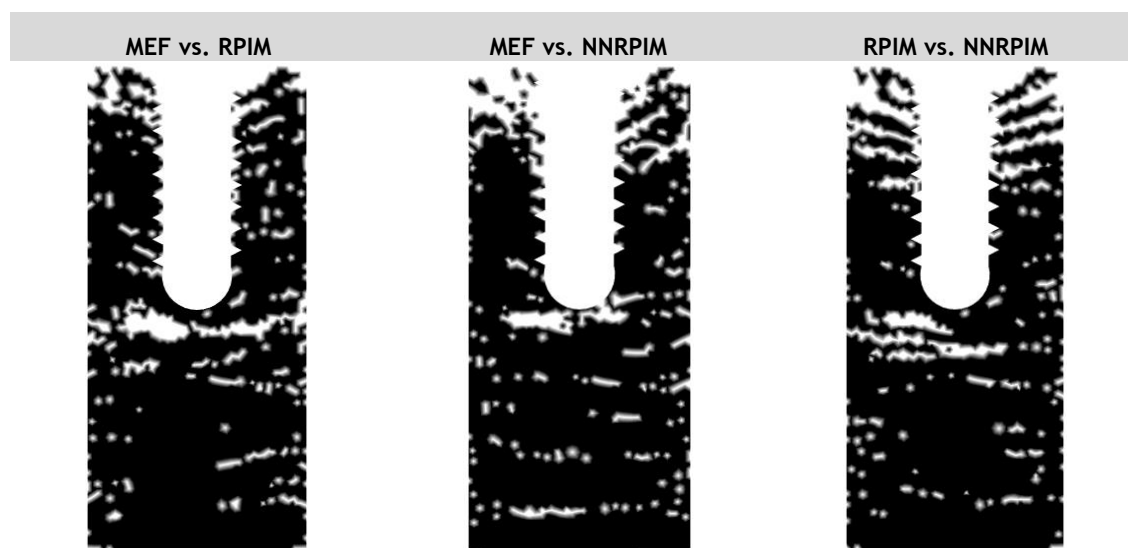


Fig. 8.12 - Interseção de cada par de soluções.

Por fim, o processo descrito para o caso de carga 1, foi agora realizado considerando agora o caso de carga 2 (Fig. 8.9 (b)), tendo-se obtido os resultados presentes na Fig. 8.13. Através da comparação destes resultados, com os obtidos para o caso de carga 1, é possível concluir que a pressão adicionada ao sistema de carga, não modificou a disposição de trabéculas no modelo, no entanto, verifica-se que para o caso de carga 2 as trabéculas formadas são mais densas.

É possível realizar uma comparação qualitativa entre as soluções obtidas usando o NNRPIM, com a literatura [190], observando-se que os resultados obtidos são relativamente próximos. As desigualdades verificadas entre os dois estudos podem ser justificadas pelas diferenças na geometria do modelo, o que influencia a forma como o tecido ósseo responde às cargas aplicadas. Adicionalmente, as cargas aplicadas no presente estudo são diferentes das cargas aplicadas no estudo realizado por Belinha [190].

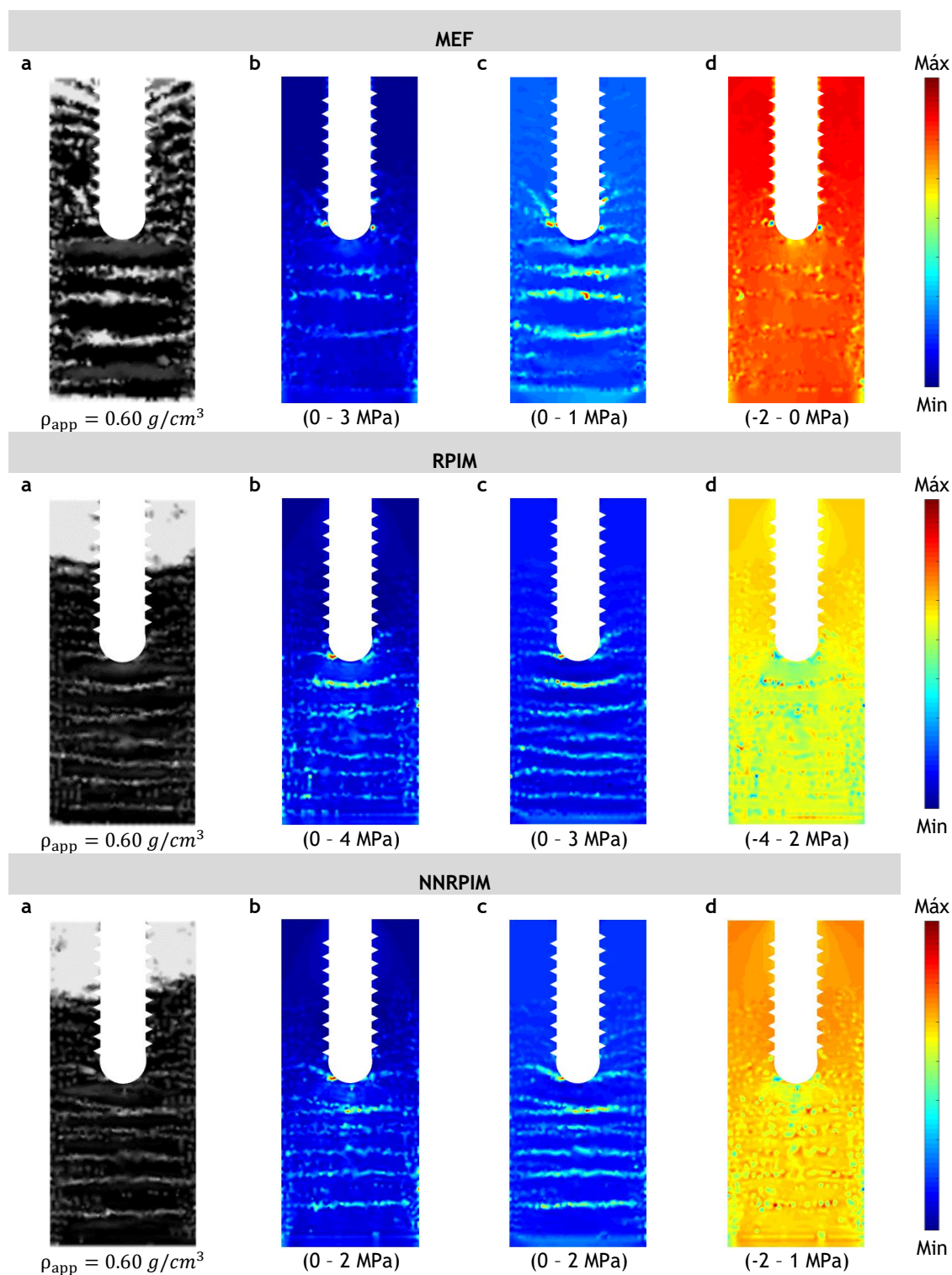


Fig. 8.13 - (a) Arquitetura trabecular final obtida; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

Capítulo 9

Conclusões e Trabalhos Futuros

O número de implantes dentários utilizados tem aumentado exponencialmente ao longo dos anos. Este tipo de tratamento é o indicado para a substituição de dentes perdidos, assumindo-se assim, como uma solução eficaz, segura e previsível para devolver ao paciente a função, conforto, estética, fala e saúde normais. Existem diversos tipos de implantes disponíveis comercialmente, que podem variar desde a forma, comprimento, largura e geometria da rosca, até ao tipo de material. O material mais utilizado é, o titânio, no entanto novas tecnologias de implantes foram desenvolvidas, nomeadamente a aplicação de materiais cerâmicos. Quanto às cargas aplicadas no implante, verifica-se alguma divergência de valores na literatura, pelo que, neste trabalho foi desenvolvido um estudo preliminar que avalia o comportamento do osso mandibular após inserção de um implante, quando sujeito a cargas aplicadas em diferentes ângulos. Para esse efeito, a mandíbula foi seccionada segundo dois planos de análise distintos, nomeadamente o plano Oxy e Oyz, e cada um dos dois foi analisado separadamente considerando uma abordagem bidimensional. Para ambos os modelos foi possível concluir que a variação do ângulo, produz distribuições de tensão diferentes, tanto no implante como no tecido ósseo. Os valores máximos de tensão foram medidos na região do pescoço do implante, quando foi aplicada uma carga horizontal (0° e 180° em relação ao eixo horizontal). Quando aplicada uma carga vertical (90° em relação ao eixo horizontal), observou-se uma distribuição da tensão mais uniforme. Neste trabalho foi utilizado o titânio como material do implante, no entanto, no futuro seria interessante considerar um implante cerâmico, para uma possível comparação entre estes dois materiais. Para além do exposto, este trabalho permitiu adquirir competências técnicas computacionais que são relevantes para o desenvolvimento do principal objetivo da dissertação, bem como proporcionaram um primeiro contacto com as abordagens numéricas: MEF, RPIM e NNRPIM.

No entanto, o principal objetivo deste trabalho foi estudar e prever a remodelação do tecido ósseo mandibular após a inserção de um implante dentário. O tecido ósseo é um órgão metabolicamente ativo, que passa continuamente por processos de crescimento, reforço e reabsorção, designados coletivamente por remodelação óssea. Assim, quando o implante dentário é colocado cirurgicamente na mandíbula, este altera o cenário biomecânico natural da mandíbula, desencadeando processos de adaptação e remodelação da estrutura trabecular ao redor do implante. Todos esses processos são importantes para a sobrevivência e eficácia do implante, e foram estudados neste trabalho através da utilização de diferentes abordagens numéricas, nomeadamente o método dos elementos finitos e métodos sem malha (RPIM e NNRPIM). Por sua vez, estes métodos foram combinados com um algoritmo de remodelação do tecido ósseo adaptado, que inclui uma lei fenomenológica capaz de correlacionar localmente

a densidade aparente do tecido ósseo com as propriedades mecânicas do tecido ósseo e vice-versa. Os resultados obtidos neste trabalho mostram que, combinando a lei fenomenológica material com a precisão e suavidade do campo de tensão obtido com os métodos sem malha (RPIM e NNRPIM), o algoritmo de remodelação permitiu prever com precisão as estruturas trabeculares principais. Neste estudo foi utilizado um algoritmo que considera apenas o carregamento como um estímulo para a remodelação óssea. Assim, no futuro seria interessante utilizar um algoritmo que para além de considerar as forças mecânicas, considere juntamente as relações entre as atividades metabólicas e a arquitetura trabecular.

Neste estudo existem algumas limitações significativas. A limitação mais evidente é a utilização de um modelo bidimensional como simplificação de uma estrutura biológica tridimensional, como é o caso do sistema mandíbula/implante. Apesar de ser possível a análise de estruturas tridimensionais utilizando o MEF e os métodos sem malha RPIM e NNRPIM, o poder computacional que seria necessário para se obter o mesmo nível de discretização do modelo bidimensional, aumentaria de forma considerável. No entanto, num trabalho futuro seria interessante obter o modelo tridimensional da mandíbula, de forma a avaliar-se o processo de remodelação do tecido ósseo após a inserção de um implante dentário. Adicionalmente, algumas simplificações tiveram de ser realizadas devido ao facto do modelo considerado ser bidimensional, como é o caso de as cargas consideradas atuarem apenas no plano Oxy, negligenciando qualquer componente Oz. Outra limitação deste estudo, deve-se ao facto de se considerar o osso perfeitamente ligado à superfície do implante, ou seja, uma osseointegração completa (100%). No entanto, este pressuposto é inconsistente com a realidade clínica, que mostra que o contacto entre o osso e o implante depende de diversos fatores, como a topografia da superfície e a qualidade óssea. Por fim, a distribuição interna das tensões na mandíbula é afetada não apenas pelas forças aplicadas no implante, mas também pelos músculos do sistema mastigatório, provocadas pelas ações de abertura e fecho exigidas pela mastigação, fala e mandíbula involuntária. Neste trabalho a distribuição interna de tensões é simulada através de uma pressão distribuída aplicada nos limites verticais do modelo, no entanto essa simplificação poderá ser aperfeiçoada num trabalho futuro, onde a distribuição interna de tensão poderá ser calculada e fundamentada através de análises mais detalhadas.

Referências

- [1] T. Vos *et al.*, “Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010,” *Lancet*, vol. 380, no. 9859, pp. 2163-2196, 2012.
- [2] J. Zupnik, S. Kim, D. Ravens, N. Karimbux, and K. Guze, “Factors Associated With Dental Implant Survival: A 4-Year Retrospective Analysis,” *J. Periodontol.*, vol. 82, no. 10, pp. 1390-1395, 2011.
- [3] F. W. Neukam and T. F. Flemmig, “Local and systemic conditions potentially compromising osseointegration,” *Clin. Oral Implantol. Res.*, vol. 17, pp. 160-162, 2006.
- [4] D. Lin, Q. Li, W. Li, and M. Swain, “Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 2, no. 5, pp. 410-432, 2009.
- [5] J. Belinha, R. M. N. Jorge, and L. M. J. S. Dinis, “A meshless microscale bone tissue trabecular remodelling analysis considering a new anisotropic bone tissue material law,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. 11, pp. 1170-1184, 2013.
- [6] H. M. Frost, *The laws of bone structure*. C. C. Thomas, 1964, 1964.
- [7] N. E. Lane, “Epidemiology , etiology , and diagnosis of osteoporosis,” *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 194, pp. S3-S11, 2006.
- [8] U. H. Lerner, “Bone Remodeling in Post-menopausal Osteoporosis,” *J. Dent. Res.*, vol. 85, no. 7, pp. 584-595, 2006.
- [9] E. Hernlund *et al.*, “Osteoporosis in the European Union: medical management , epidemiology and economic burden,” *Arch. Osteoporos.*, vol. 8, no. 136, pp. 1-115, 2013.
- [10] M. J. Bolland and T. Cundy, “Paget ’ s disease of bone: clinical review and update,” *J. Clin. Pathol.*, vol. 66, no. 11, pp. 924-927, 2013.
- [11] L. Gennari, D. Merlotti, D. Rendina, F. Gianfrancesco, T. Esposito, and N. Ranuccio, “Paget ’ s disease of bone : epidemiology , pathogenesis and pharmacotherapy,” *Expert Opin. Orphan Drugs*, vol. 2, no. 6, pp. 591-603, 2014.
- [12] S. H. Ralston, “Paget ’ s Disease of Bone,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 368, pp. 644-650, 2013.
- [13] M. Vallet and S. H. Ralston, “Biology and Treatment of Paget’s Disease of Bone,” *J. Cell. Biochem.*, vol. 117, pp. 289-299, 2016.
- [14] S. Standring, *Gray ’ s Anatomy E-Book: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 41st ed. 2015.
- [15] R. S. Snell, *Clinical Anatomy by Regions*, 9th ed. 2012.
- [16] V. C. Scanlon and T. Sanders, *Essentials of Anatomy and Physiology*, 7th ed. 2015.
- [17] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Introduction to the Human Body: The Essentials of Anatomy and Physiology*, 8th ed. 2009.
- [18] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia & Fisiologia*, 6th ed. 2003.
- [19] J. W. Ager, G. Balooch, and R. O. Ritchie, “Fracture, aging, and disease in bone,” *J. Mater. Res.*, vol. 21, no. 8, pp. 1878-1892, 2006.
- [20] F. A. Sabet, A. R. Najafi, E. Hamed, and I. Jasiuk, “Modelling of bone fracture and strength at different length scales : a review,” *Interface Focus*, vol. 6, no. 1, pp. 1-24, 2016.

- [21] S. C. Cowin and D. H. Hegedus, "Bone remodeling I : theory of adaptive elasticity," *J. Elasticity*, vol. 6, no. 3, pp. 313-326, 1976.
- [22] F. H. Netter, *Musculoskeletal system - Netter collection of medical illustrations*, 2nd ed., vol. 6. Saunders, 2013.
- [23] S. C. Cowin, *Bone Mechanics Handbook*, 2nd ed. 2001.
- [24] L. G. Raisz, "Physiology and Pathophysiology of Bone Remodeling," *Clin. Chem.*, vol. 45, no. 8, pp. 1353-1358, 1999.
- [25] D. J. Hadjidakis and I. I. Androulakis, "Bone Remodeling," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1092, pp. 385-396, 2006.
- [26] E. H. Burger and J. Klein-nulend, "Mechanotransduction in bone – role of the lacuno-canalicular network," *FASEB J.*, vol. 13, pp. 101-112, 1999.
- [27] W. J. Boyle, W. S. Simonet, and D. L. Lacey, "Osteoclast differentiation and activation," *Nature*, vol. 423, pp. 337-342, 2003.
- [28] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics: Bone Tissue Remodelling Analysis*, vol. 16. 2014.
- [29] P. Pivonka and S. V Komarova, "Mathematical modeling in bone biology: From intracellular signaling to tissue mechanics," *Bone*, vol. 47, no. 2, pp. 181-189, 2010.
- [30] P. Pivonka *et al.*, "Model structure and control of bone remodeling: A theoretical study," *Bone*, vol. 43, pp. 249-263, 2008.
- [31] S. V Komarova, R. J. Smith, S. J. Dixon, S. M. Sims, and L. M. Wahl, "Mathematical model predicts a critical role for osteoclast autocrine regulation in the control of bone remodeling," *Bone*, vol. 33, pp. 206-215, 2003.
- [32] R. Hambli, "Connecting Mechanics and Bone Cell Activities in the Bone Remodeling Process: An Integrated Finite Element Modeling," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 2, no. 6, pp. 1-12, 2014.
- [33] A. M. Parfitt, "Osteonal and Hemi-Osteonal Remodeling: The Spatial and Temporal Framework for Signal Traffic in Adult Human Bone," *J. Cell. Biochem.*, vol. 55, pp. 273-286, 1994.
- [34] T. M. Post, S. C. L. M. Cremers, T. Kerbusch, and M. Danhof, "Bone Physiology, Disease and Treatment," *Clin. Pharmacokinet.*, vol. 49, no. 2, pp. 89-118, 2010.
- [35] L. C. Hofbauer, C. A. Kühne, and V. Viereck, "The OPG / RANKL / RANK system in metabolic bone diseases [review]," *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 4, no. 3, pp. 268-275, 2004.
- [36] W. S. Simonet *et al.*, "Osteoprotegerin: A Novel Secreted Protein Involved in the Regulation of Bone Density," *Cell*, vol. 89, pp. 309-319, 1997.
- [37] S. L. Teitelbaum, "Bone Resorption by Osteoclasts," *Science (80-.)*, vol. 289, no. 5484, pp. 1504-1508, 2000.
- [38] J. M. W. Quinn *et al.*, "Transforming Growth Factor B Affects Osteoclast Differentiation via Direct and Indirect Actions," *J. BONE Miner. Res.*, vol. 16, no. 10, pp. 1787-1794, 2001.
- [39] M. R. Rubin and J. P. Bilezikian, "The anabolic effects of parathyroid hormone therapy," *Clin. Geriatr. Med.*, vol. 19, pp. 415-432, 2003.
- [40] L. G. Raisz, "Science in medicine Pathogenesis of osteoporosis: concepts, conflicts, and prospects," *J. Clin. Invest.*, vol. 115, no. 12, pp. 3318-3325, 2005.
- [41] N. E. Lane, "Epidemiology, etiology, and diagnosis of osteoporosis," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 194, pp. S3-S11, 2006.
- [42] J. Rosen and R. A. E. Donahue, "Insulin-Like Growth Factors and Bone: The Osteoporosis Connection Revisited," *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.*, vol. 219, no. 1, pp. 1-7, 1998.
- [43] U. Lekholm and G. A. Zarb, "Tissue-integrated prostheses.," *Branemark Pl.*, 1985.
- [44] R. C. van Staden, H. Guan, and Y. C. Loo, "Application of the finite element method in dental implant research," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 9, no. 4, pp. 257-270, 2006.
- [45] C. Drysdale *et al.*, "A Dentist's Guide to Implantology," *Assoc. Dent. Implantol.*, 2012.
- [46] R. A. Jaffin and C. L. Berman, "The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis," *J. Periodontol.*, vol. 62, no. 1, pp. 2-4, 1991.
- [47] C. E. Misch, "Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning.," in *Dental Implant Prosthetics*, Second Edi., Elsevier Inc., 2014, pp. 237-252.

- [48] M. B. Schaffler and D. B. Burr, "Stiffness of compact bone: effects of porosity and density," *J. Biomech.*, vol. 21, no. 1, pp. 13-16, 1988.
- [49] J. D. Currey, "The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone," *J. Biomech.*, vol. 21, no. 2, pp. 131-139, 1988.
- [50] T. M. Keaveny and W. C. Hayes, "A 20-Year Perspective on the Mechanical Properties of Trabecular Bone," *J. Biomech. Eng.*, vol. 115, no. 4B, pp. 534-542, 1993.
- [51] T. M. Keaveny, E. F. Morgan, G. L. Niebur, and O. C. Yeh, "Biomechanics of Trabecular Bone," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 3, pp. 307-333, 2001.
- [52] D. C. Wirtz, N. Schi, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, and R. Forst, "Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur," *J. Biomech.*, vol. 33, pp. 1325-1330, 2000.
- [53] D. R. Carter and W. C. Hayes, "The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 59-A, no. 7, pp. 954-962, 1977.
- [54] R. Murugan and S. Ramakrishna, "Development of nanocomposites for bone grafting," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 65, pp. 2385-2406, 2005.
- [55] M. A. M. Ling, S. Herden, M. Posl, H. A. H. N. Michael, H. Ritzel, and G. Delling, "Heterogeneity of the Skeleton: Comparison of the Trabecular Microarchitecture of the Spine, the Iliac Crest, the Femur, and the Calcaneus," *J. BONE Miner. Res.*, vol. 11, no. 1, pp. 36-45, 1996.
- [56] J. C. Lotz, T. N. Gerhart, and W. C. Hayes, "Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur," *J. Biomech.*, vol. 24, no. 5, pp. 317-329, 1991.
- [57] P. Zioupos, R. B. Cook, and J. R. Hutchinson, "Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone," *J. Biomech.*, vol. 41, pp. 1961-1968, 2008.
- [58] S. C. Cowin, "Wolff's Law of Trabecular Architecture at Remodeling Equilibrium," *J. Biomech. Eng.*, vol. 108, no. 1, pp. 83-88, 2016.
- [59] J. Wolff, *The law of bone remodeling (Das Gesetz der Transformation der Knochen, Hirschwald, 1892)*. Berlin Heidelberg New York: Springer, 1986.
- [60] F. Pauwels, "Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe," *Zeitschrift für Anat. und Entwicklungsgeschichte*, vol. 121, no. 6, pp. 478-515, 1960.
- [61] H. E. P. Petteerman, T. J. Rejter, and F. G. Rammerstorfer, "Computational Simulation of Internal Bone Remodeling," *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 4, no. 4, pp. 295-323, 1997.
- [62] S. C. Cowin and D. H. Hegedus, "Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity," *J. Elast.*, vol. 6, no. 3, pp. 313-326, 1976.
- [63] S. C. Cowin, A. M. Sadegh, and G. M. Luo, "An Evolutionary Wolff's Law for Trabecular Architecture," *J. Biomech. Eng.*, vol. 114, pp. 129-136, 1992.
- [64] C. H. Turner, S. C. Cowin, Y. Rho, R. B. Ashman, and J. C. Rice, "The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone," *J. Biomech.*, vol. 23, no. 6, pp. 549-561, 1989.
- [65] S. C. Cowin, "The Relationship Between the Elasticity Tensor and the Fabric Tensor," *Mech. Mater.*, vol. 4, pp. 137-147, 1985.
- [66] R. Huiskes, H. Weinans, H. J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, and T. J. Slooff, "Adaptive Bone-Remodeling Theory Applied to Prosthetic-Design Analysis," *J. Biomech.*, vol. 20, no. 11-12, pp. 1135-1150, 1987.
- [67] R. Huiskes, R. Ruimerman, G. H. Van Lenthe, and J. D. Janssen, "Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone," *Nature*, vol. 405, pp. 704-706, 2000.
- [68] R. Huiskes, M. S. Weinans, and B. van Rietbergen, "The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 274, pp. 124-134, 1992.
- [69] D. P. Fyhrie and D. R. Carter, "A Unifying Principle Relating Stress to Trabecular Bone Morphology," *J. Orthop. Res.*, vol. 4, pp. 304-317, 1986.
- [70] D. R. Carter, D. P. Fyhrie, and R. T. Whalen, "Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy," *J. Biomech.*, vol. 20, no. 8, pp. 785-794, 1987.
- [71] D. R. Carter, T. E. Orr, and D. P. Fyhrie, "Relationships Between Femoral Loading History and Femoral Cancellous Bone Architecture," *J. Biomech.*, vol. 22, no. 3, pp.

- 231-244, 1989.
- [72] G. S. Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter, "An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling-Theoretical Development," *J. Orthop. Res.*, vol. 8, pp. 651-661, 1990.
 - [73] G. S. Beaupré, T. E. Orr, and D. R. Carter, "An Approach for Time-Dependent Bone Modeling and Remodeling-Application: A Preliminary Remodeling Simulation," *J. Orthop. Res.*, vol. 8, pp. 662-670, 1990.
 - [74] M. Doblaré and J. M. García, "Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, pp. 1-17, 2002.
 - [75] S. V Komarova, "Mathematical Model of Paracrine Interactions between Osteoclasts and Osteoblasts Predicts Anabolic Action of Parathyroid Hormone on Bone," *Endocrinology*, vol. 146, pp. 3589-3595, 2005.
 - [76] B. P. Ayati, C. M. Edwards, G. F. Webb, and J. P. Wikswo, "A mathematical model of bone remodeling dynamics for normal bone cell populations and myeloma bone disease," *Biol. Direct*, vol. 5, no. 28, pp. 1-17, 2010.
 - [77] M. H. Kroll, "Parathyroid Hormone Temporal Effects on Bone Formation and Resorption," *Bull. Math. Biol.*, vol. 62, pp. 163-187, 2000.
 - [78] C. Rattanakul, Y. Lenbury, N. Krishnamara, and D. J. Wollkind, "Modeling of bone formation and resorption mediated by parathyroid hormone: response to estrogen/PTH therapy," *BioSystems*, vol. 70, pp. 55-72, 2003.
 - [79] V. Lemaire, F. L. Tobin, L. D. Greller, C. R. Cho, and L. J. Suva, "Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities in bone remodeling," *J. Theor. Biol.*, vol. 229, pp. 293-309, 2004.
 - [80] E. G. F. Mercuri, A. L. Daniel, M. B. Hecke, and L. Carvalho, "Influence of different mechanical stimuli in a multi-scale mechanobiological isotropic model for bone remodelling," *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, pp. 904-910, 2016.
 - [81] E. Emami, R. F. De Souza, M. Kabawat, and J. S. Feine, "The Impact of Edentulism on Oral and General Health," *Int. J. Dent.*, vol. 2013, pp. 1-7, 2013.
 - [82] M. Saito, K. Notani, Y. Miura, and T. Kawasaki, "Complications and failures in removable partial dentures : a clinical evaluation," *J. Oral Rehabil.*, vol. 29, pp. 627-633, 2002.
 - [83] L. Rissin, J. E. House, C. Conway, E. R. Loftus, and H. H. Chauncey, "Effect of age and removable partial dentures on gingivitis and periodontal disease," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 42, no. 2, pp. 217-223, 1979.
 - [84] A. Sheiham and R. G. Watt, "The Common Risk Factor Approach: a rational basis for promoting oral health," *Community Dent. Oral Epidemiol.*, vol. 28, no. 11, pp. 399-406, 2000.
 - [85] F. Muller, M. Naharro, and G. E. Carlsson, "What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe?," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 18, no. 3, pp. 2-14, 2007.
 - [86] P. E. Petersen, D. Bourgeois, H. Ogawa, S. Estupinan-day, and C. Ndiaye, "The global burden of oral diseases and risks to oral health," *Bull. of the World Heal. Organ.*, vol. 83, no. 9, pp. 661-669, 2005.
 - [87] B. L. Pihlstrom, B. S. Michalowicz, and N. W. Johnson, "Periodontal diseases," *Lancet*, vol. 366, no. 9499, pp. 1809-1820, 2005.
 - [88] J. König, B. Holtfreter, and T. Kocher, "Periodontal health in Europe : future trends based on treatment needs and the provision of periodontal services - position paper 1," *Eur. J. Dent. Educ.*, vol. 14, no. 8, pp. 4-24, 2010.
 - [89] N. J. Kassebaum, E. Bernabé, M. Dahiya, B. Bhandari, C. J. L. Murray, and W. Marcenes, "Global Burden of Severe Tooth Loss: A Systematic Review and Meta-analysis," *J. Dent. Res.*, vol. 93, no. 7, p. 20S-28S, 2014.
 - [90] F. W. D. Federation, Ed., "The Challenge of Oral Disease - A call for global action," in *The Oral Health Atlas*, 2nd ed., Geneva, 2015, p. 13.
 - [91] C. E. Misch, "Rationale for Dental Implants," in *Dental Implant Prosthetics*, Second Edi., Elsevier Inc., 2015, pp. 1-25.
 - [92] C. N. Elias, "Factors Affecting the Success of Dental Implants," in *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, 2012, p. 450.
 - [93] C. E. Misch, J. T. Strong, and M. W. Bidez, "Scientific Rationale for Dental Implant

- Design,” in *Dental Implant Prosthetics*, Second Edi., Elsevier Inc., 2014, pp. 340-371.
- [94] C. E. Misch, “Prosthetic Options in Implant Dentistry,” in *Dental Implant Prosthetics*, Second Edi., Elsevier Inc., 2014, pp. 193-205.
- [95] T. Albrektsson, P.-I. Branemark, H.-A. Hansson, and J. Lindstrom, “Osseointegrated dental implants,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 52, pp. 155-170, 1981.
- [96] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, and P.-I. Branemark, “A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw,” *Int. J. Oral Surg.*, vol. 10, no. 6, pp. 387-416, 1981.
- [97] P. I. Branemark, “Osseointegration and its experimental background,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 50, no. 3, pp. 399-410, 1983.
- [98] K. Tamimi, *Especialidade em Imagens: Implantes dentários*. 2015.
- [99] C. E. Misch, J. Steigenga, E. Barboza, F. Misch-dietsh, L. J. Cianciola, and C. Kazor, “Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study,” *J. Periodontol.*, vol. 77, no. 8, pp. 1340-1347, 2006.
- [100] H. Ryu, C. Namgung, J. Lee, and Y. Lim, “The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 6, pp. 547-554, 2014.
- [101] A.-J. S. S., A. A. M. D., A. S., and A. B., “Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme,” *J. Prosthodont.*, vol. 26, no. 3, pp. 252-260, 2017.
- [102] A. Marti, “Cobalt-base alloys used in bone surgery,” *Injury*, vol. 31, no. 4, p. S-D18-S-D21, 2000.
- [103] M. Roach, “Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants,” *Dent. Clin. North Am.*, vol. 51, pp. 603-627, 2007.
- [104] G. S. Amarnath, V. Kundapur, H. S. Mohammed, S. Mankar, M. Anand, and G. S. Amarnath, “A Review on Biomaterials in Dental Implantology,” *Int. J. Biomed. Sci. A*, vol. 11, no. 3, pp. 113-120, 2015.
- [105] J. Black and G. Hastings, *Handbook of Biomaterial Properties*, 1st ed. 1998.
- [106] K. L. Ong, S. Lovald, and J. Black, *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*, 2nd ed. 2010.
- [107] Z. Ozkurt and E. Kazazoglu, “Zirconia Dental Implants: A Literature Review,” *J. Oral Implantol.*, vol. XXXVII, no. 3, pp. 367-376, 2011.
- [108] M. Hamadouche and L. Sedel, “Ceramics in orthopaedics,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 82-B, no. 8, pp. 1095-1099, 2000.
- [109] S. F. Hulbert, “the Use of Alumina and Zirconia in Surgical Implants,” in *An Introduction to Bioceramics*, vol. 3, 1993, pp. 25-40.
- [110] C. Piconi and G. Maccauro, “Zirconia as a ceramic biomaterial,” *Biomaterials*, vol. 20, pp. 1-25, 1999.
- [111] H. Zhou and J. Lee, “Nanoscale hydroxyapatite particles for bone tissue engineering,” *Acta Biomater.*, vol. 7, no. 7, pp. 2769-2781, 2011.
- [112] L. L. Hench, “Bioceramics,” *J. Am. Ceram. Soc.*, vol. 81, no. 7, pp. 1705-1728, 1998.
- [113] A. Schwitalla and W. Muller, “PEEK Dental Implants: A Review of the Literature,” *J. Oral Implantol.*, vol. 39, no. 6, pp. 743-749, 2013.
- [114] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica Músculo, Esquelética e Ortopédica*. 2011.
- [115] Y. T. Gu, “Meshfree methods and their comparisons,” *Int. J. Comput. Methods*, vol. 2, no. 4, pp. 477-515, 2005.
- [116] V. Phu, T. Rabczuk, S. Bordas, and M. Duflot, “Meshless methods: A review and computer implementation aspects,” *Math. Comput. Simul.*, vol. 79, pp. 763-813, 2008.
- [117] K. M. Liew, X. Zhao, and A. J. M. Ferreira, “A review of meshless methods for laminated and functionally graded plates and shells,” *Compos. Struct.*, vol. 93, no. 8, pp. 2031-2041, 2011.
- [118] C. A. Duarte, “A Review of Some Meshless Methods to Solve Partial Differential Equations,” no. October, 1995.
- [119] T. Belytschko, Y. Krongauz, D. Organ, M. Fleming, and P. Krysl, “Meshless methods: An overview and recent developments,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 139, pp. 3-47, 1996.
- [120] R. A. Gingold and J. J. Monaghan, “Smoothed particle hydrodynamics: theory and application to non-spherical stars,” *Mon. Not. R. Astron. Soc.*, vol. 181, pp. 375-389,

- 1977.
- [121] B. Nayroles, G. Touzot, and P. Villon, "Computational Mechanics Generalizing the finite element method : Diffuse approximation and diffuse elements," *Comput. Mech.*, vol. 10, pp. 307-318, 1992.
 - [122] T. Belytschko, Y. Y. Lu, and L. Gu, "Element-free galerkin methods," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 37, pp. 229-256, 1994.
 - [123] B. P. Lancaster and K. Salkauskas, "Surfaces Generated by Moving Least Squares Methods," *Math. Comput.*, vol. 37, no. 155, 1981.
 - [124] W. K. A. M. Liu, S. Jun, and Y. I. F. E. I. Zhang, "Reproducing kernel particle methods," *Int. J. Numer. Methods Fluids*, vol. 20, pp. 1081-1106, 1995.
 - [125] S. N. Atluri and T. Zhu, "A new Meshless Local Petrov-Galerkin (MLPG) approach in computational mechanics," *Comput. Mech.*, vol. 22, pp. 117-127, 1998.
 - [126] G. R. Liu and Y. T. Gu, "A point interpolation method for two-dimensional solids," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 50, pp. 937-951, 2001.
 - [127] G. R. Liu, "A point assembly method for stress analysis for two-dimensional solids," *Int. J. Solids Struct.*, vol. 39, no. 1, pp. 261-276, 2002.
 - [128] N. Calvo, F. Del Pin, S. R. Idelsohn, and O. Eugenio, "The meshless finite element method," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 58, pp. 893-912, 2003.
 - [129] L. Traversoni, "Natural neighbour finite elements," *Trans. Ecol. Environ.*, vol. 8, 1994.
 - [130] J. Braun and M. Sambridge, "A numerical method for solving partial differential equations on highly irregular evolving grids," *Nature*, vol. 376, no. 24, pp. 655-660, 1995.
 - [131] J. G. Wang and G. R. Liu, "A point interpolation meshless method based on radial basis functions," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 54, pp. 1623-1648, 2002.
 - [132] L. M. J. S. Dinis, R. M. N. Jorge, and J. Belinha, "Analysis of 3D solids using the natural neighbour radial point interpolation method," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 196, pp. 2009-2028, 2007.
 - [133] W. A. M. Brekelmans, H. W. Poort, and T. J. J. H. Slooff, "A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 43, no. 5, pp. 301-317, 1972.
 - [134] A. M. Weinstein, J. J. Klawitter, S. C. Anand, and R. Schuessler, "Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants," *J. Dent. Res.*, vol. 55, no. 5, pp. 772-777, 1976.
 - [135] S. D. Cook, A. M. Weinstein, and J. J. Klawitter, "Materials Science: A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant," *J. Dent. Res.*, vol. 61, no. 1, pp. 25-29, 1982.
 - [136] A. M. O'Mahony, J. L. Williams, and P. Spencer, "Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading," *Clin. Oral Implantol. Res.*, vol. 12, pp. 648-657, 2001.
 - [137] S. Tada, R. Stegaroiu, E. Kitamura, O. Miyakawa, and H. Kusakari, "Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress / Strain Distribution in Bone Around Implants : A 3-dimensional Finite Element Analysis," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 18, pp. 357-368, 2003.
 - [138] L. Himmlova, T. Dostálová, A. Kácvosky, and S. Konvicková, "Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 1, pp. 20-25, 2004.
 - [139] C. S. Petrie and J. L. Williams, "Comparative evaluation of implant designs : influence of diameter , length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis," *Clin. Oral Implantol. Res.*, vol. 16, pp. 486-494, 1993.
 - [140] H. Huang, C. Chang, J. Hsu, A. M. Fallgatter, and C.-C. Ko, "Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants : A 3-dimensional Finite Element Analysis," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 22, pp. 551-562, 2007.
 - [141] L. Baggi, I. Cappelloni, D. Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, "The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry : A three- dimensional finite element analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 100, no. 6, pp. 422-431, 2008.
 - [142] L. Qian, M. Todo, Y. Matsushita, and D. D. S. K. Koyano, "Effects of Implant Diameter, Insertion Depth, and Loading Angle on Stress/Strain Fields in Implant/Jawbone Systems :

- Finite Element Analysis," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 24, pp. 877-886, 2009.
- [143] S. Cintia, M. Milani, A. Cruz, and R. Magini, "Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method," *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 21, pp. 2079-2085, 2010.
- [144] D. Lin, Q. Li, W. Li, N. Duckmanton, and M. Swain, "Mandibular bone remodeling induced by dental implant," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 2, pp. 287-293, 2010.
- [145] N. L. Clelland, J. K. Lee, O. C. Bimbenet, and A. Gilat, "Use of an Axisymmetric Finite Element Method to Compare Maxillary Bone Variables for a Loaded Implant," *J. Prosthodont.*, vol. 2, pp. 183-189, 1993.
- [146] E. P. Holmgren, R. J. Seckinger, L. M. Kilgren, and F. Mante, "Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction," *J. Oral Implantol.*, vol. 24, no. 2, pp. 80-88, 1998.
- [147] H.-Y. Chou, J. J. Jagodnik, and S. Muftu, "Predictions of bone remodeling around dental implant systems," *J. Biomech.*, vol. 41, pp. 1365-1373, 2008.
- [148] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski, Y. Loo, N. W. Johnson, and H. Z. Effect, "Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 39, pp. 690-698, 2010.
- [149] D. Bozkaya, S. Muftu, and A. Muftu, "Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 92, pp. 523-530, 2004.
- [150] O. Kayabasi, E. Yuzbasioglu, and F. Erzincanlı, "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method," *Adv. Eng. Softw.*, vol. 37, pp. 649-658, 2006.
- [151] B. V. Mehta, S. Rajani, and G. Sinha, "Comparison of image processing techniques (magnetic resonance imaging, computed tomography scan and ultrasound) for 3D modeling and analysis of the human bones.," *J. Digit. Imaging*, vol. 10, no. 3, pp. 203-6, 1997.
- [152] Z. Sawacha and B. Schrefler, "Finite Element Modelling in Musculoskeletal Biomechanics: Second Edition," in *Modeling Methodology for Physiology and Medicine*, Newnes, Ed. 2013, pp. 527-544.
- [153] F. Watanabe, Y. Hata, S. Komatsu, T. C. Ramos, and H. Fukuda, "Finite element analysis of the influence of implant inclination , loading position , and load direction on stress distribution," *Odontology*, vol. 91, pp. 31-36, 2003.
- [154] C. M. Stanford and R. A. Brand, "Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 81, pp. 553-561, 1999.
- [155] H. J. A. Meijer, F. J. M. Starmans, W. H. A. Steen, and F. Bosman, "A three-dimensional , analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible," *Arch. Oral Biol.*, vol. 38, no. 6, pp. 491-496, 1993.
- [156] L. Barbier, J. VANDER Sloten, G. Krzesinski, E. Schepers, and G. Van Der Perre, "Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog," *J. Oral Rehabil.*, vol. 25, pp. 847-858, 1998.
- [157] J. K. Zhang and Z. Q. Chen, "The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis.," *West China J. Stomatol*, vol. 16, pp. 274-278, 1998.
- [158] C. Lin, Y. Lin, and S. Chang, "Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla : Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 4, pp. 644-651, 2010.
- [159] C. Rungsiyakull, J. Chen, P. Rungsiyakull, W. Li, M. Swain, and Q. Li, "Bone's responses to different designs of implant-supported fixed partial dentures," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 14, no. 2, pp. 403-411, 2015.
- [160] C. A. Cimini, E. Barbosa, L. Casas, and P. C. Ferreira, "Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 23, pp. 215-225, 2008.
- [161] X. Zhou, Z. Zhau, M. Zhao, and Y. Fan, "The boundary design of mandibular model by means of the three- dimensional finite element method.," *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za*

- Zhi*, vol. 17, pp. 29-31, 1999.
- [162] G. Mailath, B. Stoiber, G. Watzek, and M. Matejka, "Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study," *Z. Stomatol. (1921).*, vol. 86, no. 4, pp. 207-216, 1989.
 - [163] D. Siegele and U. Soltesz, "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone.," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 4, no. 4, pp. 333-340, 1989.
 - [164] S. Canay, N. Hersek, I. Akpinar, and Z. Aşık, "Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis.," *Quintessence Int. (Berl.)*, vol. 27, no. 9, pp. 591-598, 1996.
 - [165] A. Mellal, H. W. A. Wiskott, J. Botsis, S. S. Scherrer, and U. C. Belser, "Stimulating effect of implant loading on surrounding bone - Comparison of three numerical models and validation by in vivo data," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 15, no. 2, pp. 239-248, 2004.
 - [166] C. S. Petrie and J. L. Williams, "Shape optimization of dental implant designs under oblique loading using the p-version finite element method," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 2, no. 3-4, pp. 339-345, 2002.
 - [167] L. Peng, J. Bai, X. Zeng, and Y. Zhou, "Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, pp. 227-233, 2006.
 - [168] G. Papavasiliou, P. Kamposiora, S. C. Bayne, and D. A. Felton, "Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support , prosthesis type , and loading during function," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 76, no. 6, pp. 633-640, 1996.
 - [169] A. H. Choi, R. C. Conway, and B. Ben-nissan, "Finite Element Analysis of Ceramic Dental Implants Incorporated into the Human Mandible," *Key Eng. Mater.*, vol. 254-256, pp. 707-712, 2004.
 - [170] T. Kitagawa, Y. Tanimoto, M. Odaki, K. Nemoto, and M. Aida, "Influence of Implant/Abutment Joint Designs on Abutment Screw Loosening in a Dental Implant System," *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 75, no. 2, pp. 457-463, 2005.
 - [171] L. Borchers and P. Reichart, "Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development," *J. Dent. Res.*, vol. 62, no. 2, pp. 155-159, 1983.
 - [172] Hart RT, Davy DT, and Heiple KG, "A computational method for stress analysis of adaptive elastic materials with a view toward applications in strain-induced bone remodeling," *J. Biomech. Eng.*, vol. 106, no. 4, pp. 342-350, 1984.
 - [173] R. Huiskes, H. Weinans, H. J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, and T. J. Slooff, "Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis," *J. Biomech.*, vol. 20, no. 11-12, pp. 1135-1150, 1987.
 - [174] D. P. Fyhrie and D. R. Carter, "Femoral Head Apparent Predicted From Density Distribution Bone Stresses," vol. 23, no. 1972, pp. 1-9, 1990.
 - [175] H. Weinans, R. Huiskes, and H. J. Grootenboer, "The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models," *J. Biomech.*, vol. 25, no. 12, pp. 1425-1441, 1992.
 - [176] M. G. Mullender and R. Huiskes, "Proposal for the Regulatory Mechanism of Wolff's Law," *J. Orthop. Res.*, vol. 13, no. 47, pp. 503-512, 1995.
 - [177] R. Hambli, M. H. Boughattas, J. L. Daniel, and A. Kourta, "Prediction of denosumab effects on bone remodeling: A combined pharmacokinetics and finite element modeling," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 60, pp. 492-504, 2016.
 - [178] K. C. L. Wong, L. Wang, H. Zhang, H. Liu, and P. Shi, "Meshfree implementation of individualized active cardiac dynamics," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 34, no. 1, pp. 91-103, 2010.
 - [179] T. Chen *et al.*, "Object-constrained meshless deformable algorithm for high speed 3D nonrigid registration between CT and CBCT," *Med. Phys.*, vol. 37, no. 1, pp. 197-210, 2010.
 - [180] G. Y. Zhang, A. Wittek, G. R. Joldes, X. Jin, and K. Miller, "A three-dimensional nonlinear meshfree algorithm for simulating mechanical responses of soft tissue," *Eng.*

- Anal. Bound. Elem.*, vol. 42, pp. 60-66, 2014.
- [181] K. ichi Tsubota, S. Wada, and T. Yamaguchi, "Particle method for computer simulation of red blood cell motion in blood flow," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 83, no. 2, pp. 139-146, 2006.
 - [182] D. Mori, K. Yano, K. ichi Tsubota, T. Ishikawa, S. Wada, and T. Yamaguchi, "Computational study on effect of red blood cells on primary thrombus formation," *Thromb. Res.*, vol. 123, no. 1, pp. 114-121, 2008.
 - [183] N. Sukumar, T. Belytschko, and B. Moran, "The natural element method in solid mechanics," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 43, no. 5, pp. 839-887, 1998.
 - [184] M. Doblaré, E. Cueto, B. Calvo, M. A. Martínez, J. M. Garcia, and J. Cegoñino, "On the employ of meshless methods in biomechanics," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 194, no. 6-8, pp. 801-821, 2005.
 - [185] M. H. Doweidar, B. Calvo, I. Alfaro, P. Groenenboom, and M. Doblaré, "A comparison of implicit and explicit natural element methods in large strains problems: Application to soft biological tissues modeling," *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 199, no. 25-28, pp. 1691-1700, 2010.
 - [186] K. M. Liew, H. Y. Wu, and T. Y. Ng, "Meshless method for modeling of human proximal femur: Treatment of nonconvex boundaries and stress analysis," *Comput. Mech.*, vol. 28, no. 5, pp. 390-400, 2002.
 - [187] J. D. Lee, Y. Chen, X. Zeng, A. Eskandarian, and M. Oskard, "Modeling and simulation of osteoporosis and fracture of trabecular bone by meshless method," *Int. J. Eng. Sci.*, vol. 45, no. 2-8, pp. 329-338, 2007.
 - [188] F. Taddei, M. Pani, L. Zovatto, E. Tonti, and M. Viceconti, "A new meshless approach for subject-specific strain prediction in long bones: Evaluation of accuracy," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. 9, pp. 1192-1199, 2008.
 - [189] C. S. S. Tavares, J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. Natal Jorge, "The elasto-plastic response of the bone tissue due to the insertion of dental implants," *Procedia Eng.*, vol. 110, pp. 37-44, 2015.
 - [190] J. Belinha, L. M. J. S. Dinis, and R. M. N. Jorge, "The Mandible Remodeling Induced By Dental Implants: a Meshless Approach," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 15, no. 4, p. 1550059 (31 pages), 2015.
 - [191] G. Watzak, W. Zechner, C. Ulm, S. Tangl, G. Tepper, and G. Watzek, "Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: A preliminary study in baboons," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 16, no. 4, pp. 408-416, 2005.

Anexo 1

Neste anexo são apresentados todos os mapas de cor que correspondem aos mapas da tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para os modelos 1 e 2 apresentados na seção 7.2.

Para cada método numérico são expostas duas figuras, na primeira são apresentados os mapas considerando os ângulos de aplicação da carga de 0° , 15° , 30° , 45° , 60° e 75° , enquanto que, para a segunda figura são apresentados os mapas considerando ângulos de aplicação da carga de 90° , 105° , 120° , 135° , 150° , 165° e 180° .

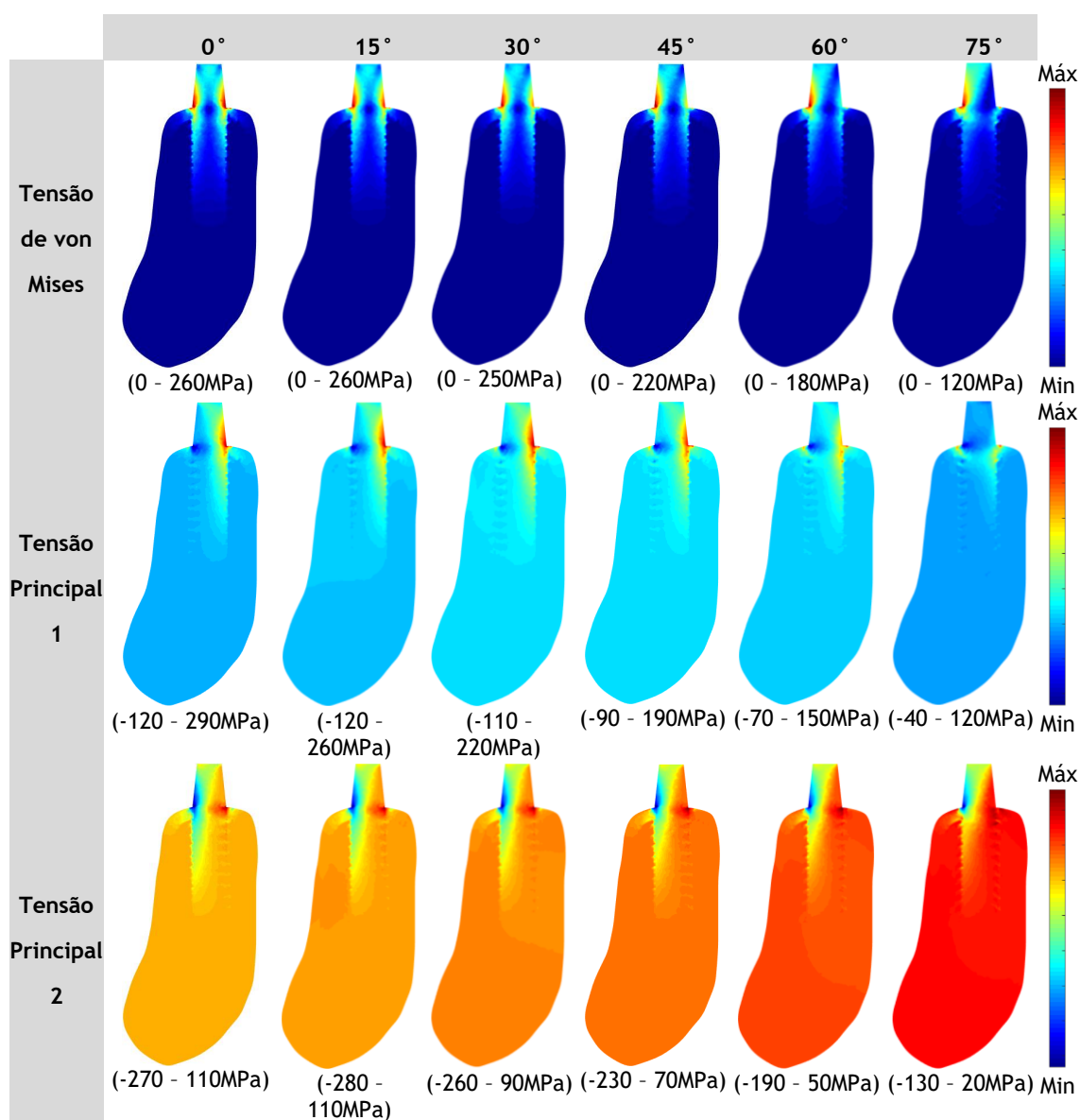


Fig. A. 1 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

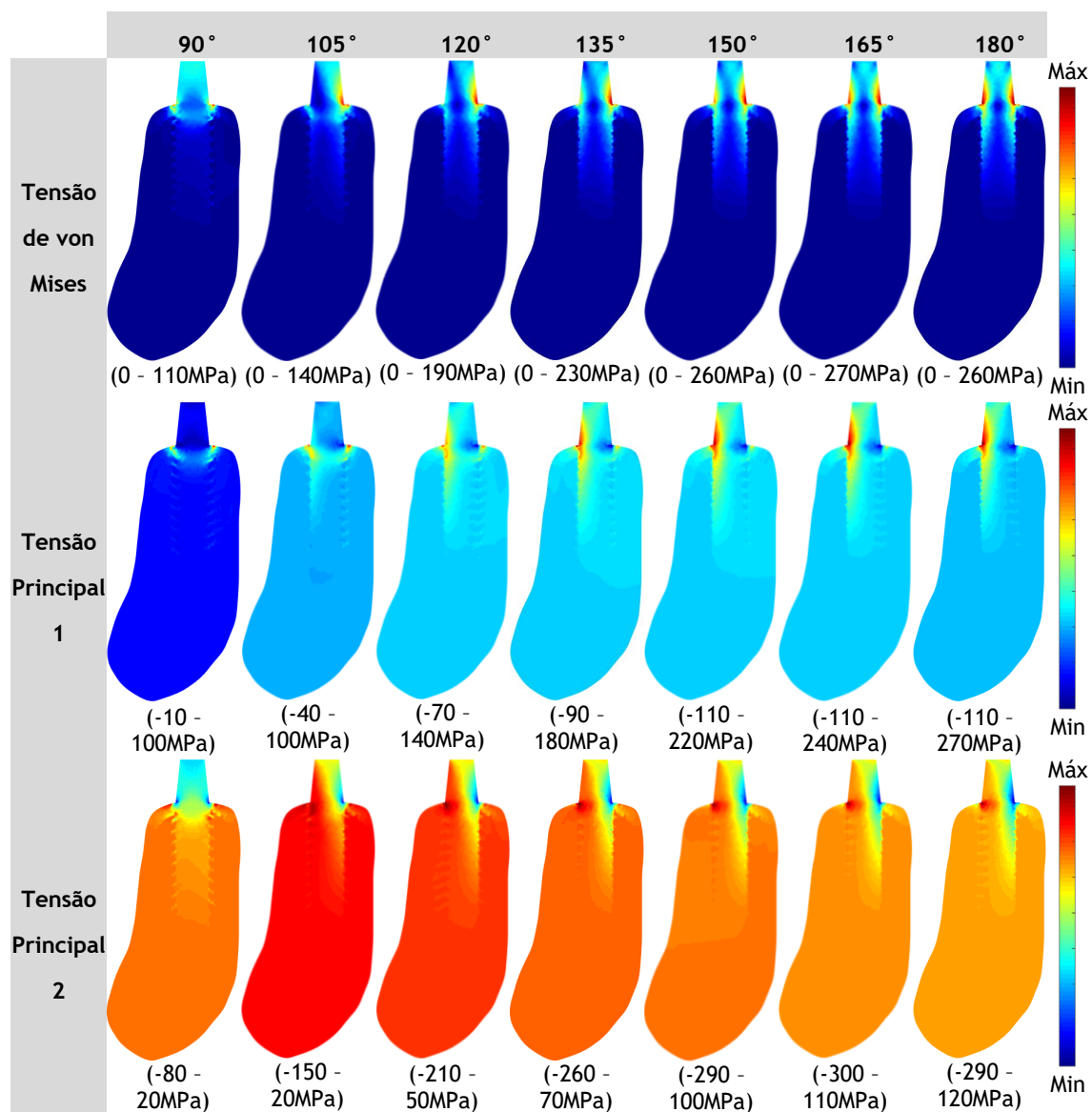


Fig. A. 2 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

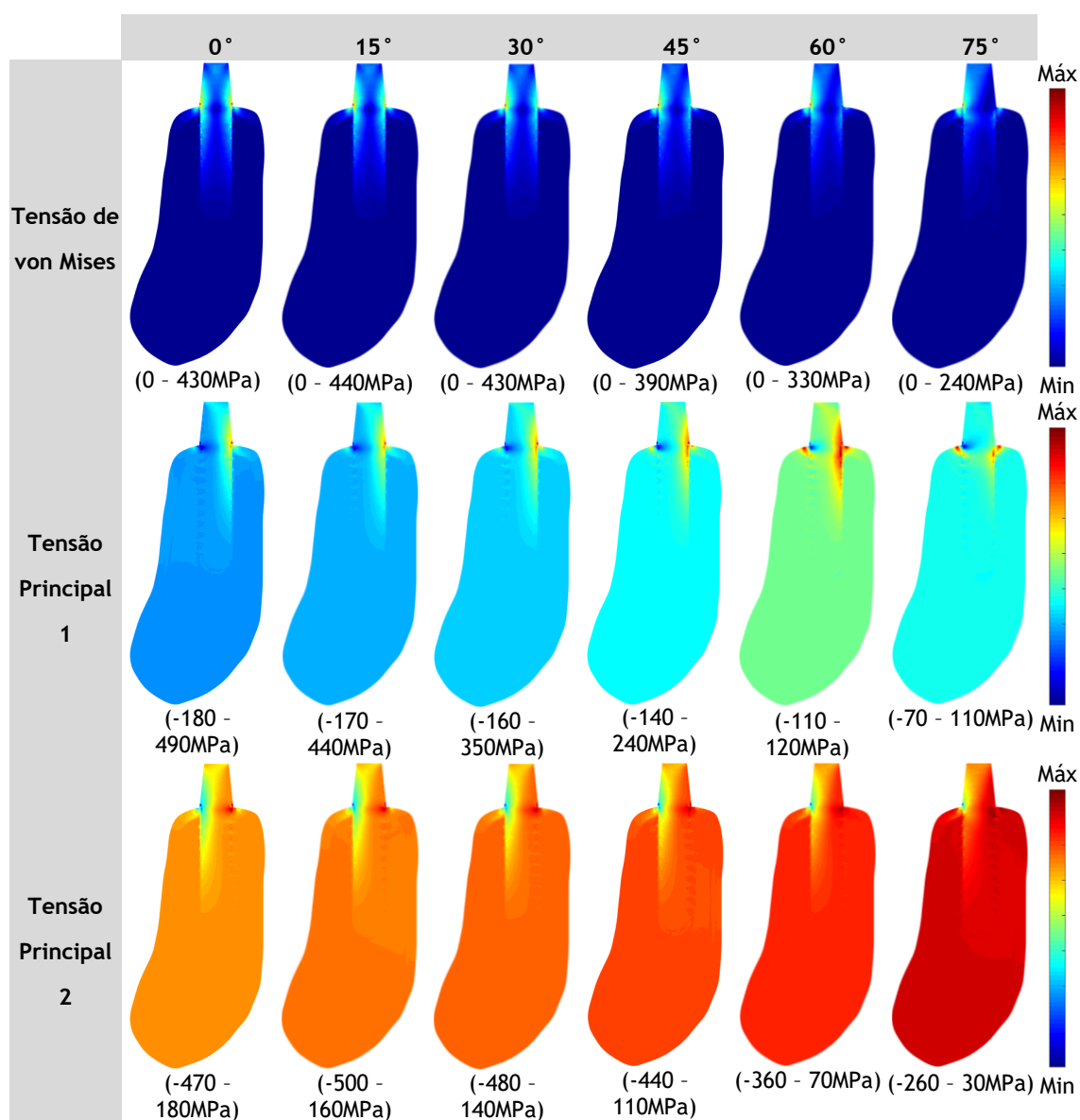


Fig. A. 3 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

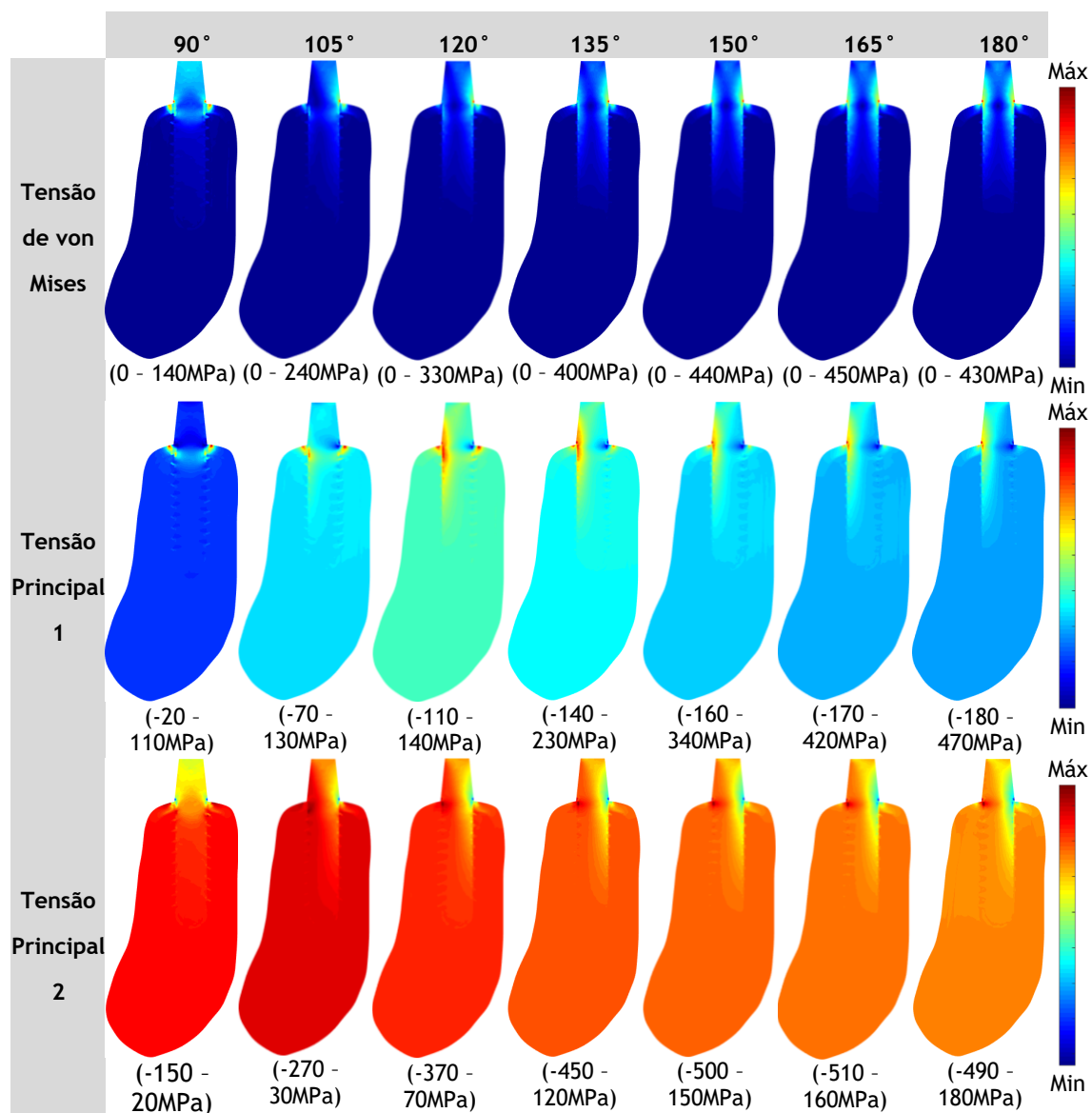


Fig. A. 4 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

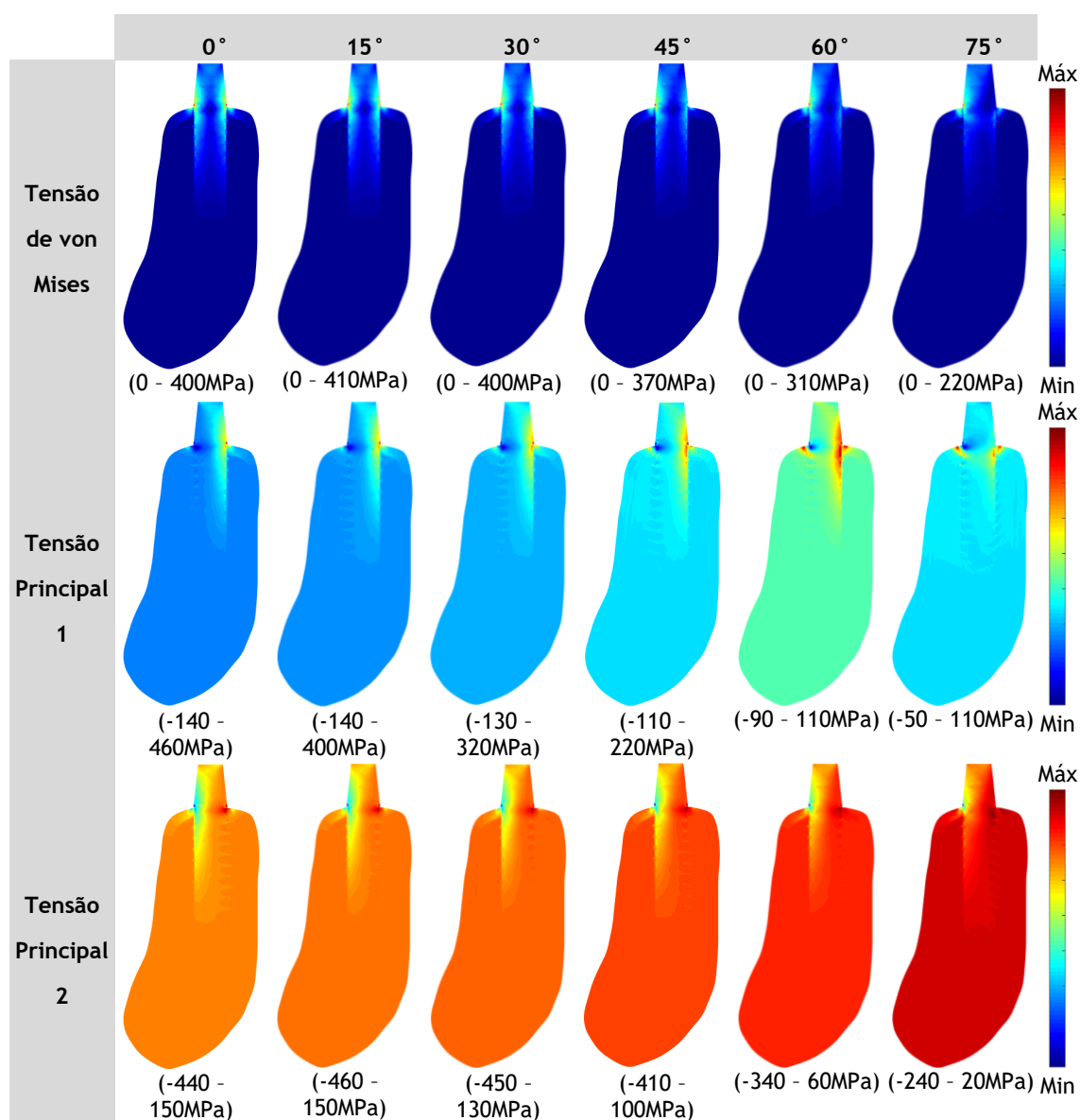


Fig. A. 5 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

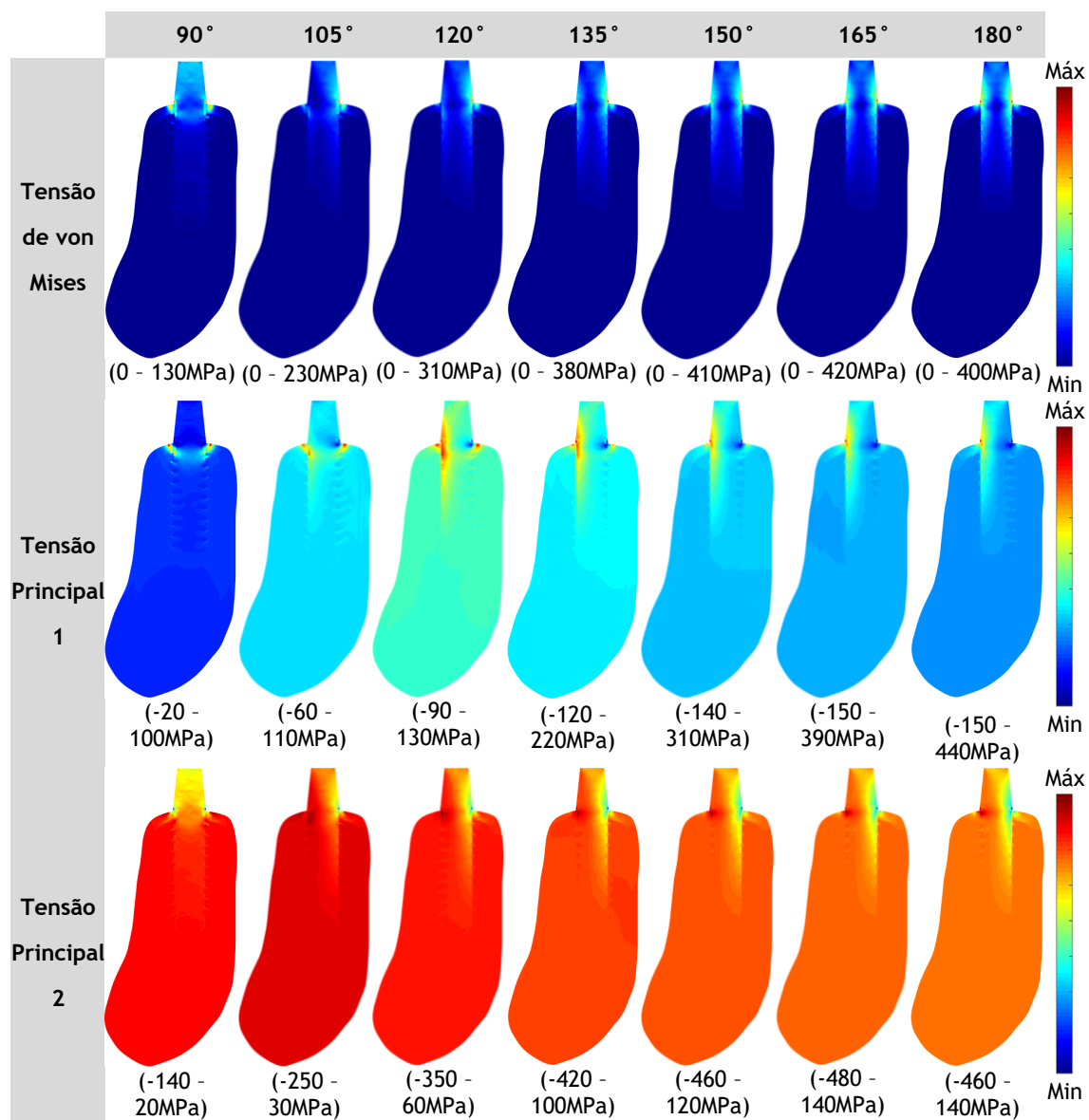


Fig. A. 6 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 1.

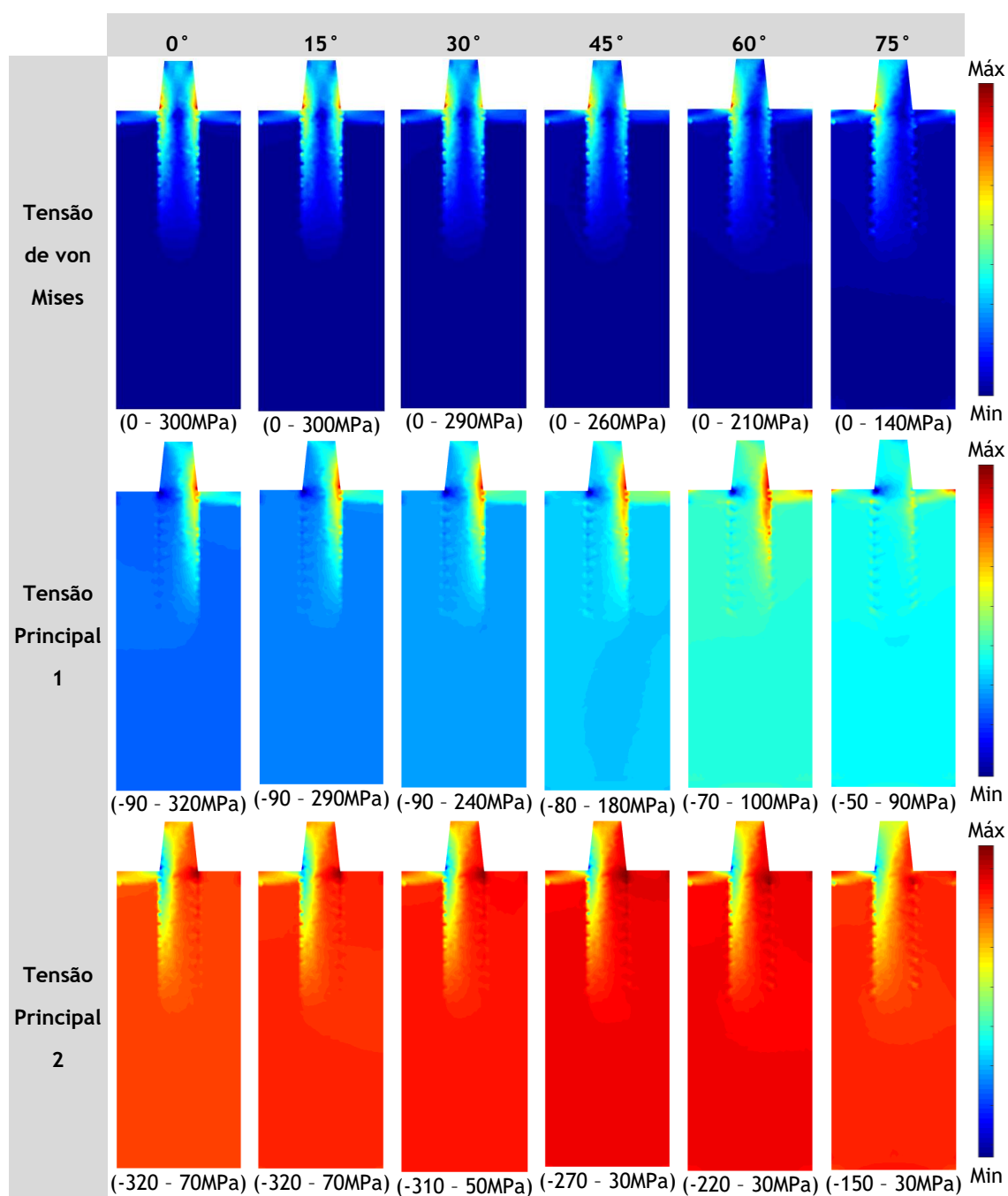


Fig. A. 7 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

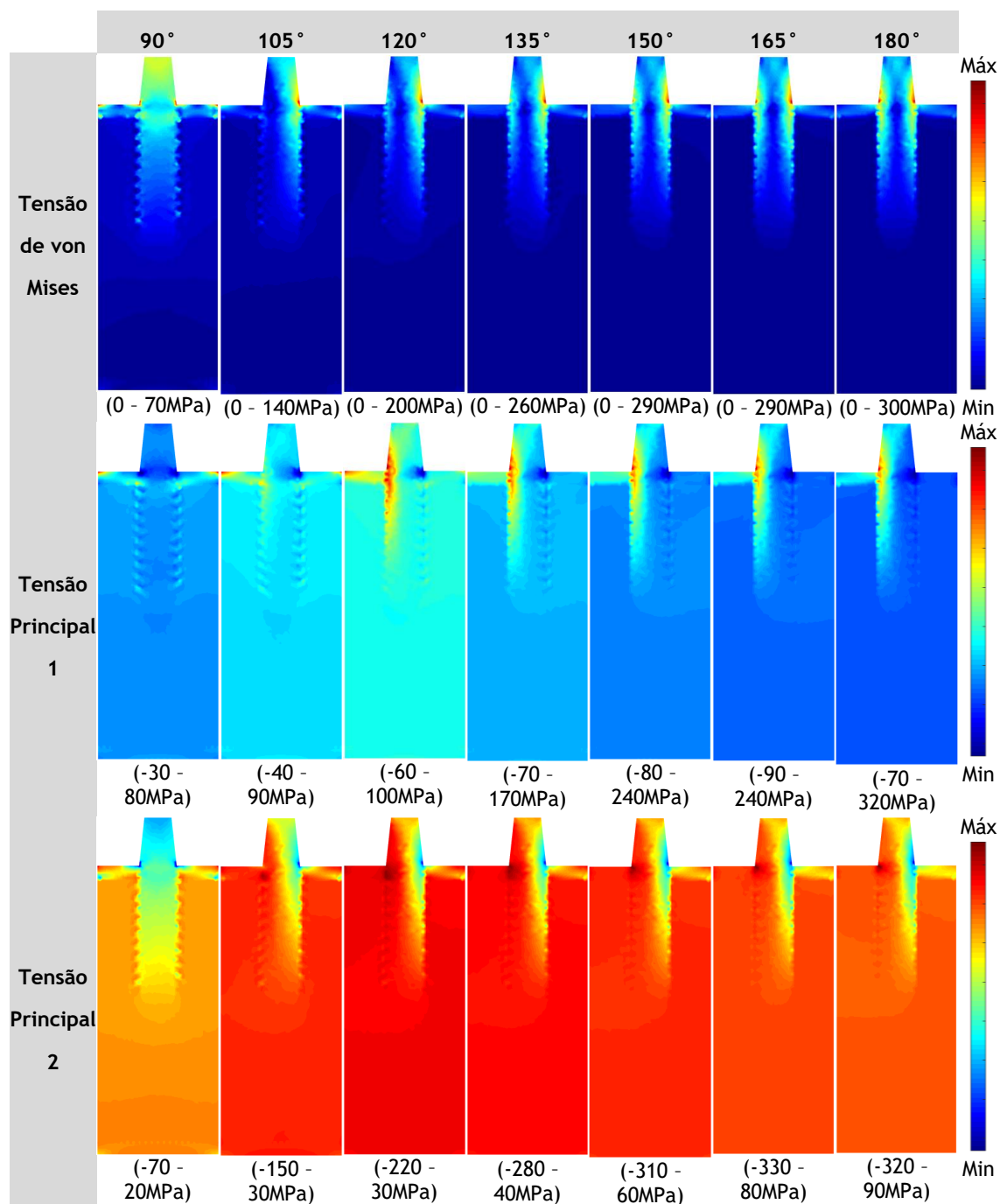


Fig. A. 8 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise MEF e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

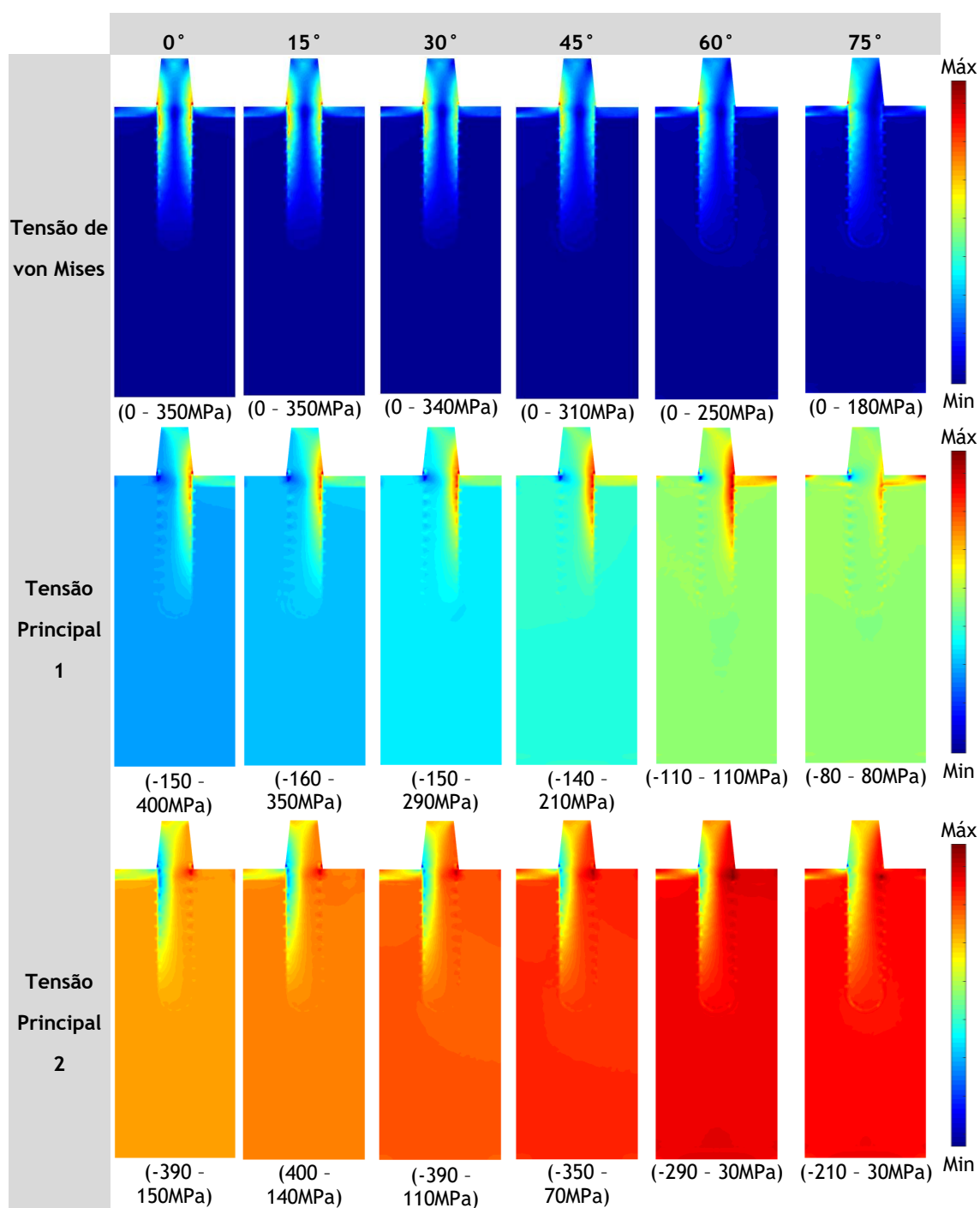


Fig. A. 9 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

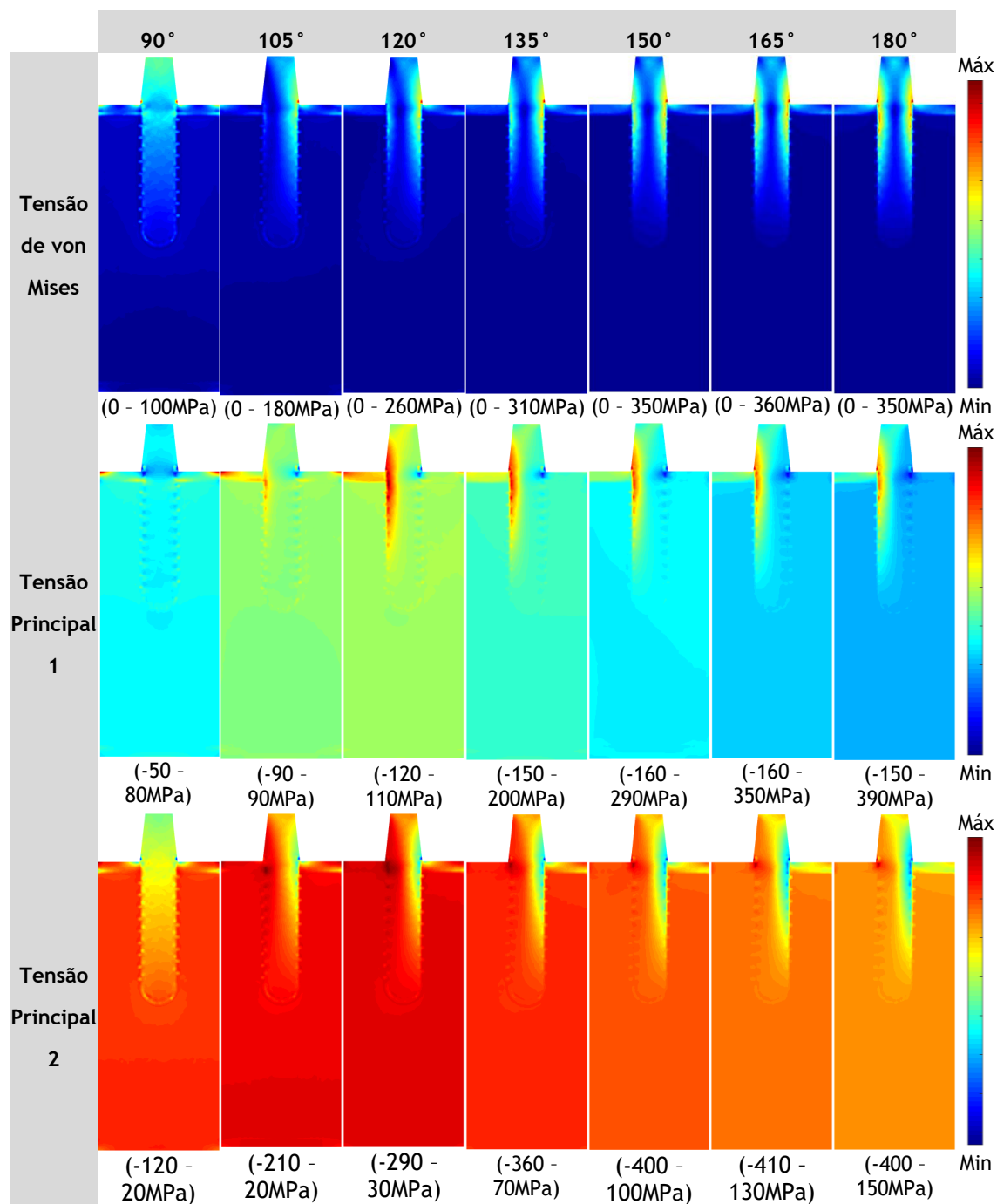


Fig. A. 10 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise RPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

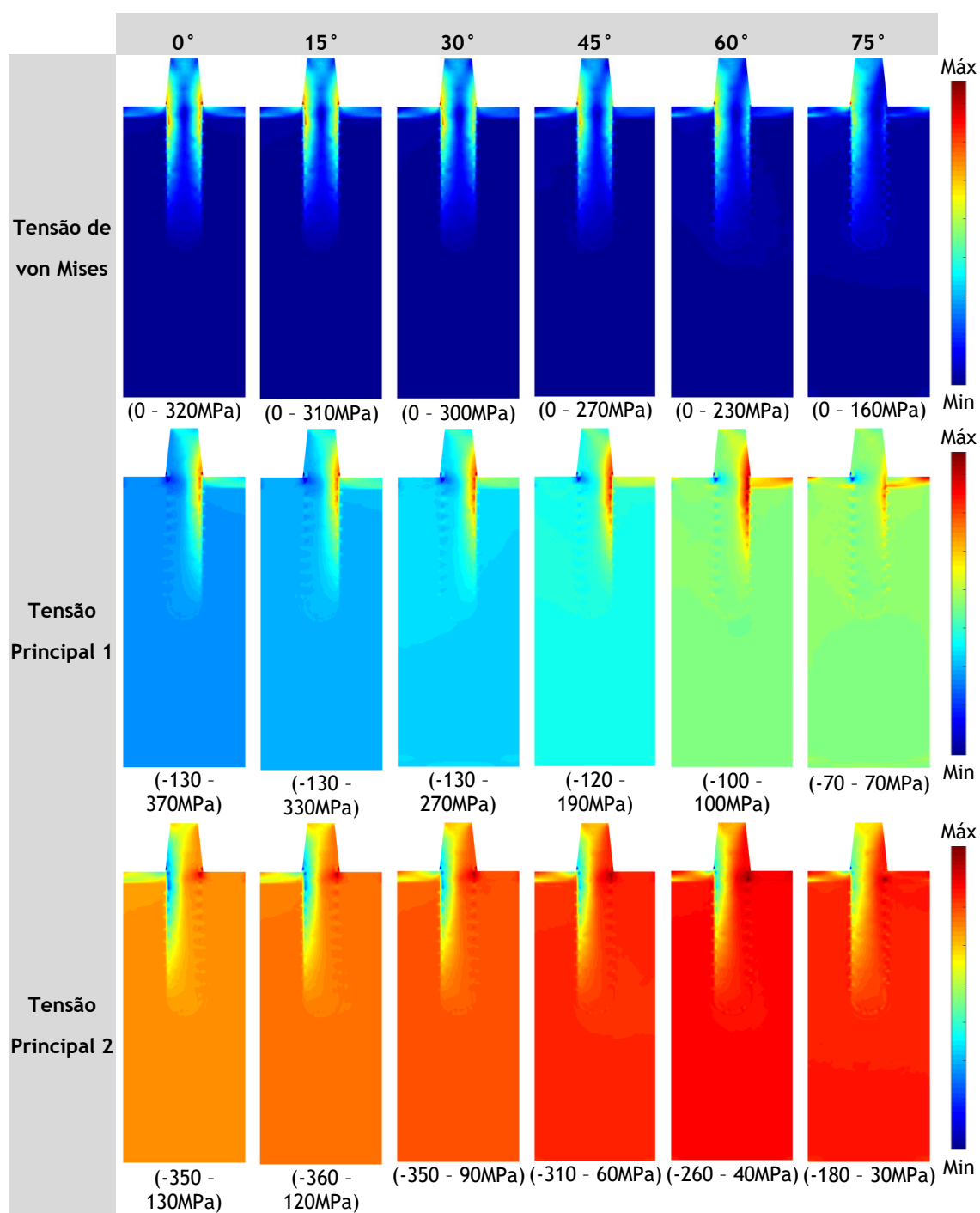


Fig. A. 11 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

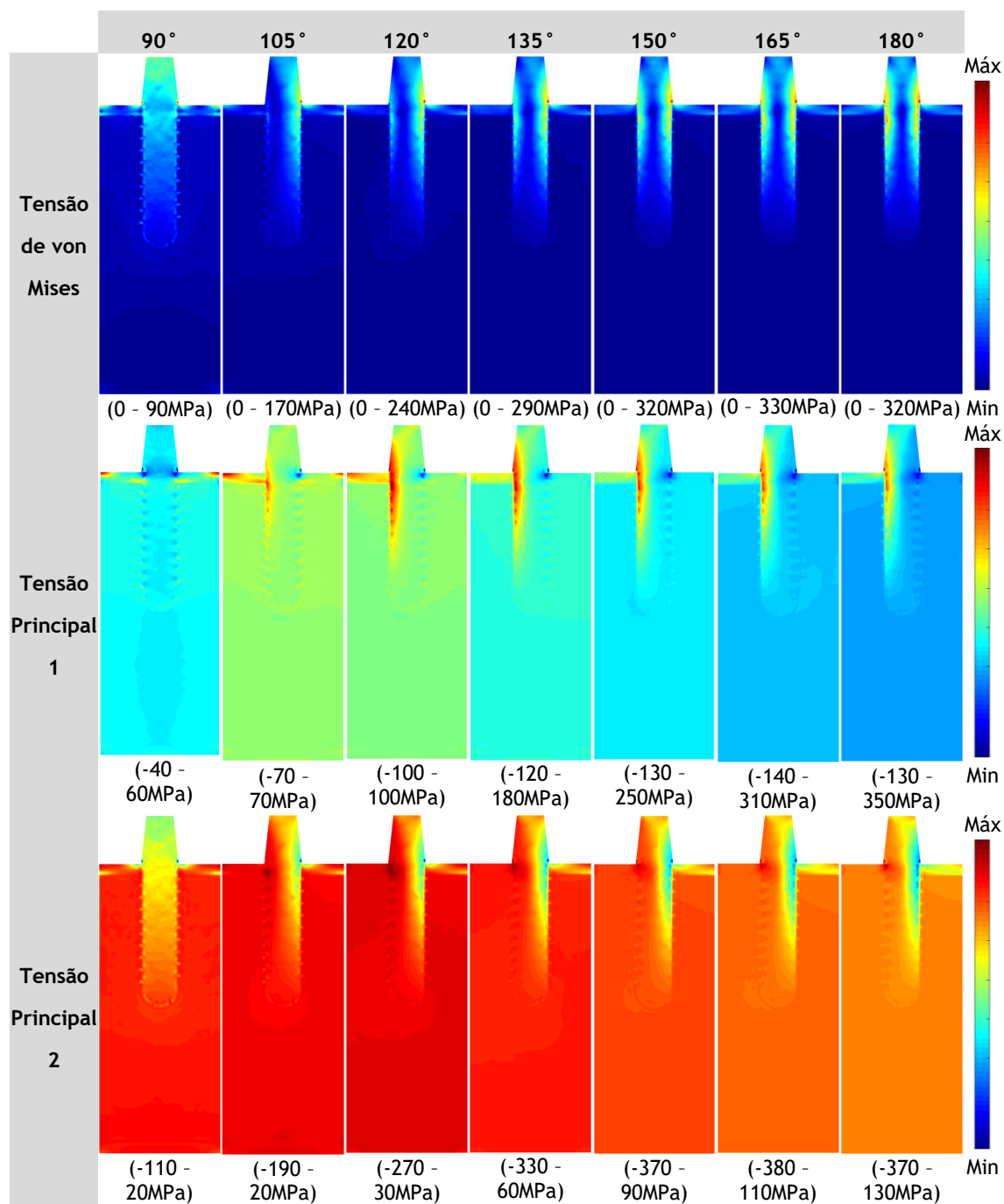


Fig. A. 12 - Mapas de cores para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para a análise NNRPIM e para a variação do ângulo de aplicação da força no modelo 2.

Anexo 2

Neste anexo são apresentados todos os resultados, neste caso gráficos, relativos à análise apresentada na seção 7.2. Assim, são expostos primeiramente os gráficos que avaliam a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 para os pontos de interesse escolhidos do modelo 1 e 2, para o osso cortical e o osso trabecular. Por fim, são também apresentados os gráficos para tensão Principal 1 e tensão Principal 2, ao longo de um conjunto de nós pré-selecionados, que pertencem ao osso cortical e ao osso trabecular, para os modelos 1 e 2.

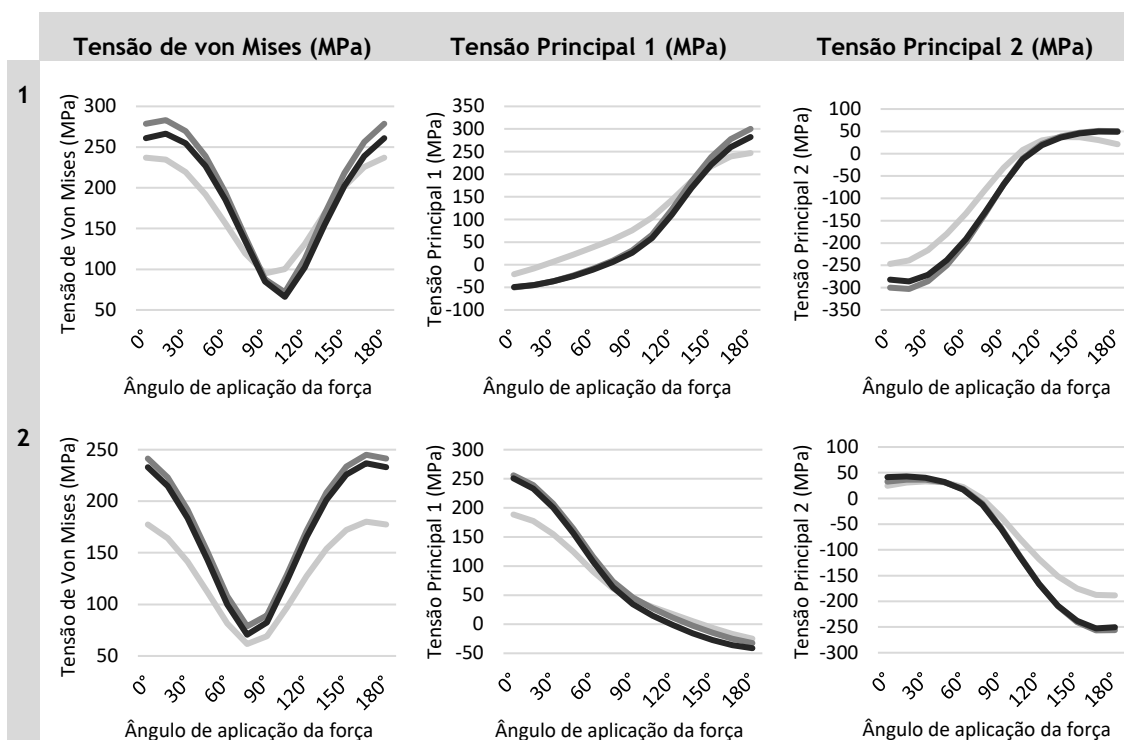
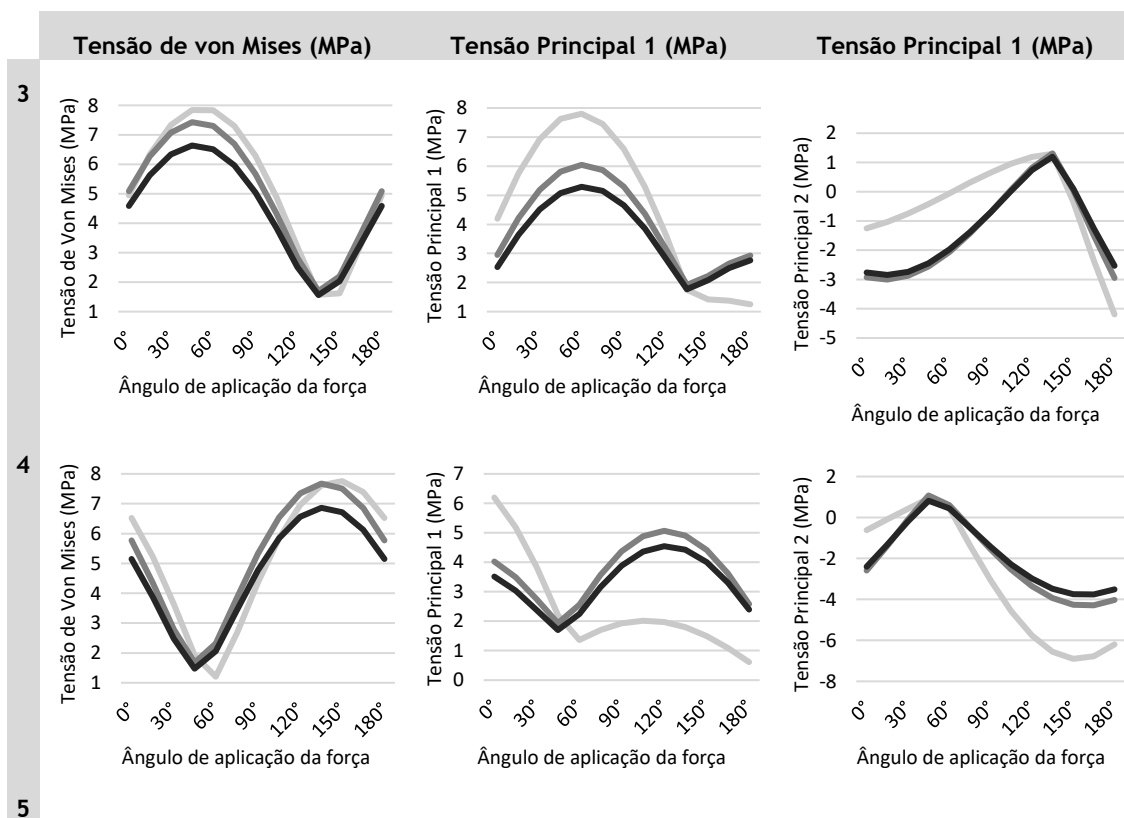


Fig. A. 13 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 1 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso cortical, para o nó 1 e 2, e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM.

Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM



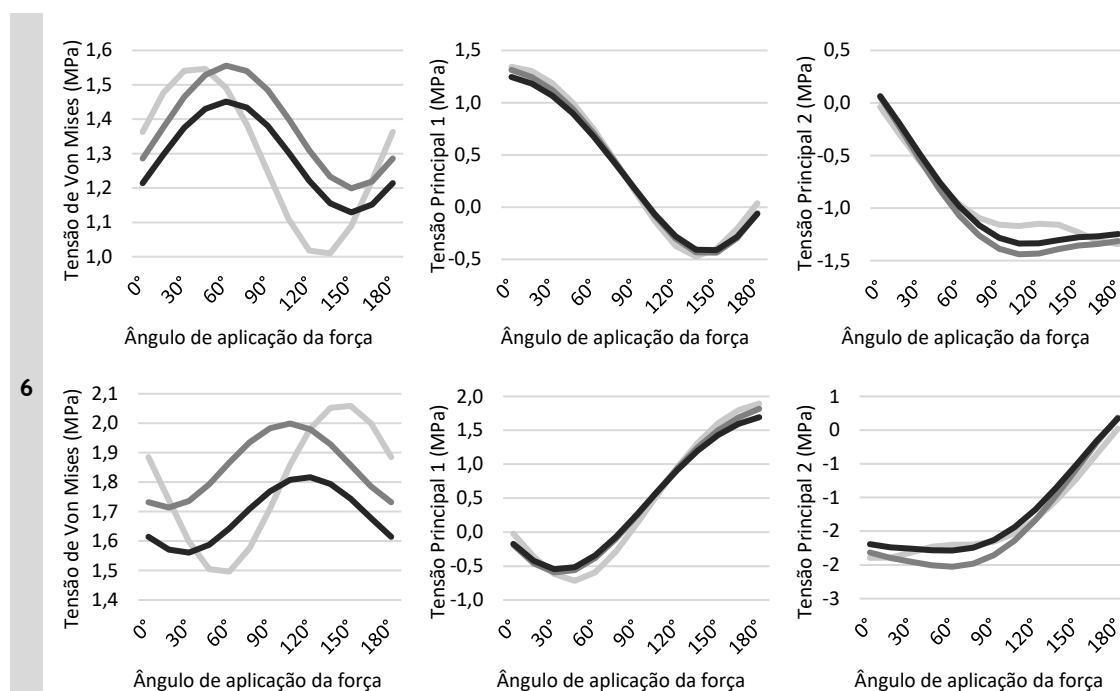


Fig. A. 14 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 1 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso trabecular, para o nó 3, 4, 5 e 6 e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM

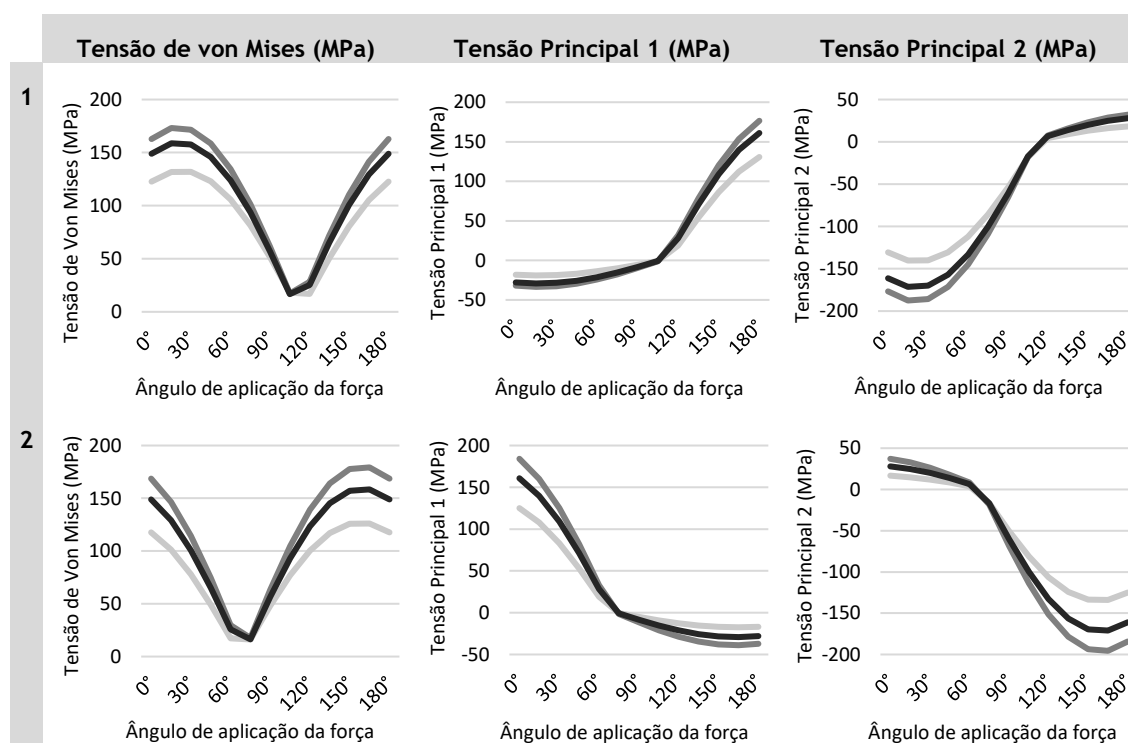


Fig. A. 15 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 2 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso cortical, para o nó 1 e 2, e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM

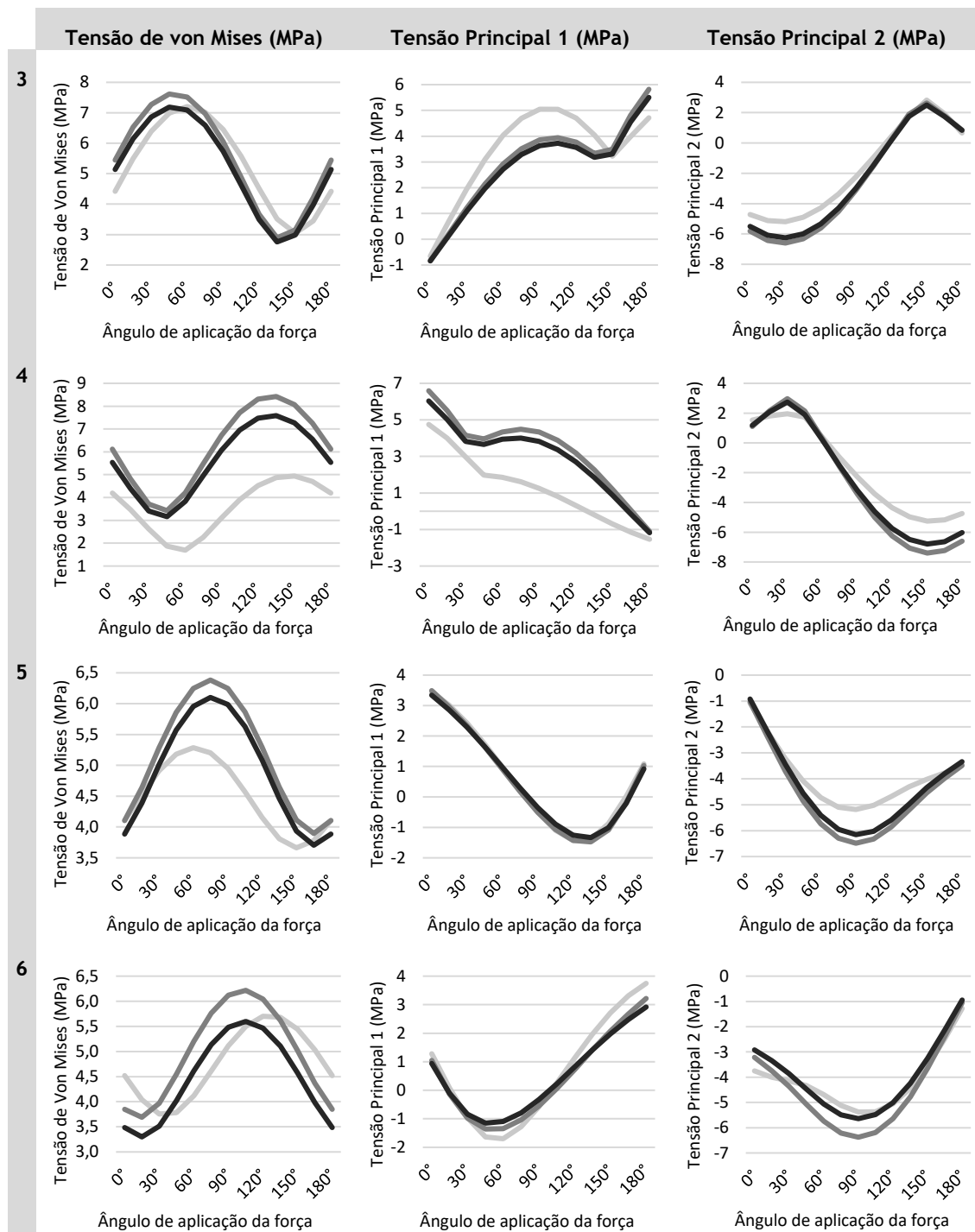
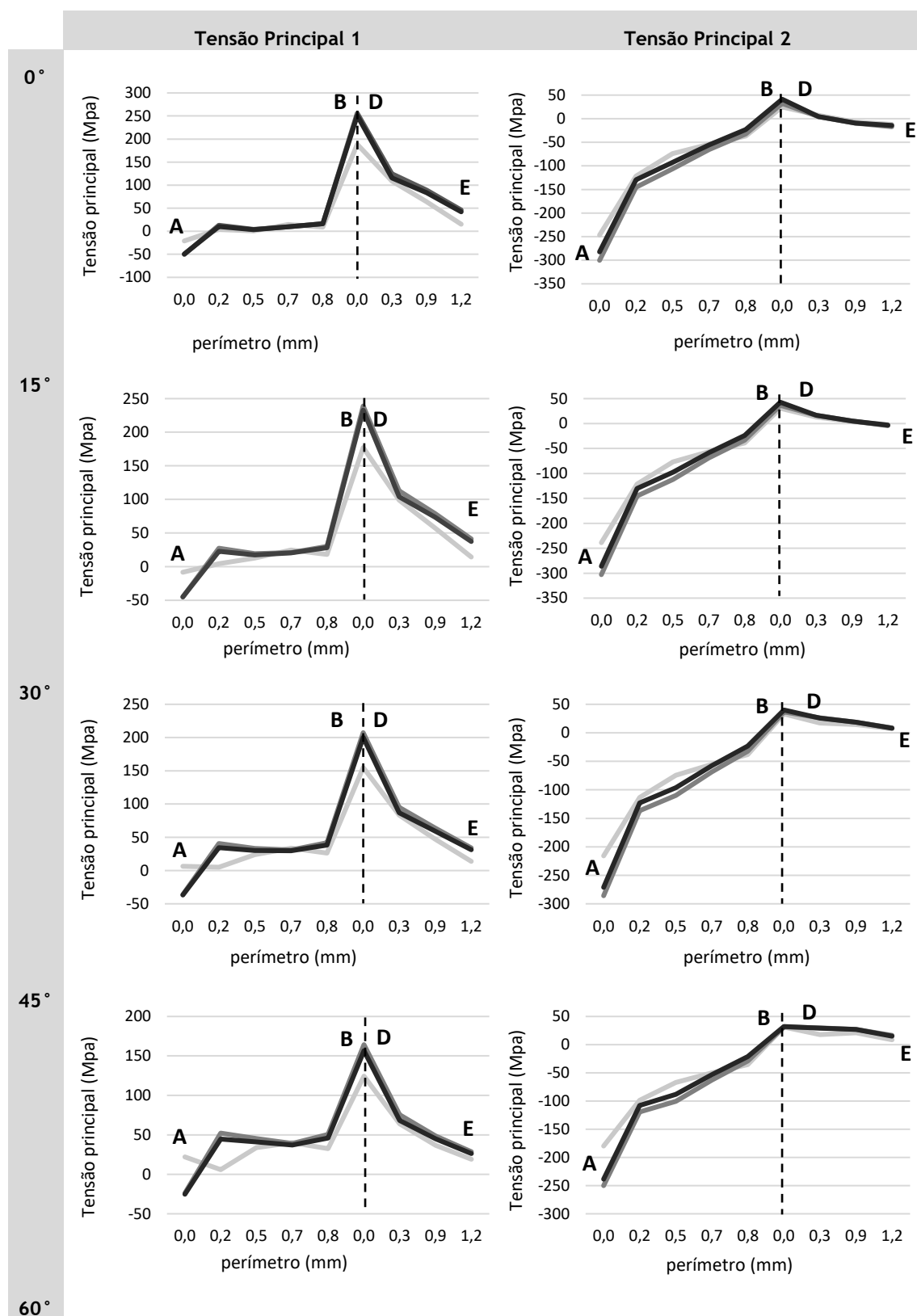
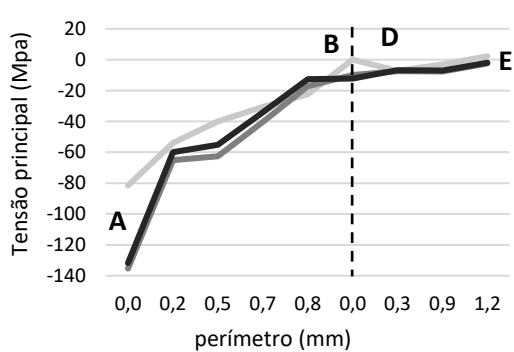
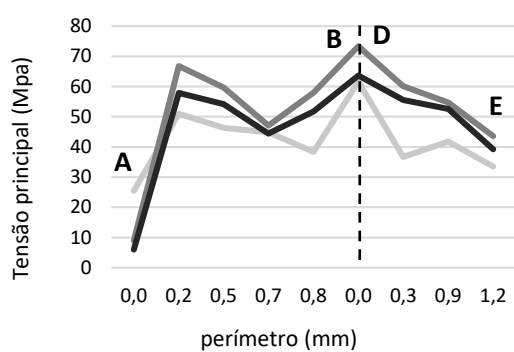
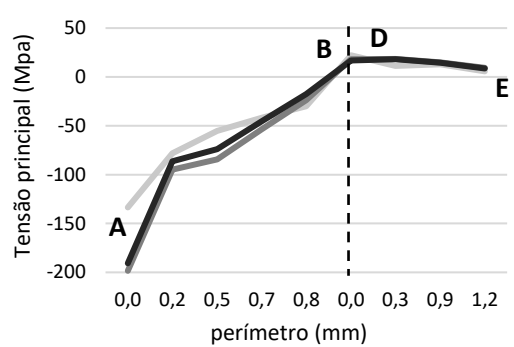
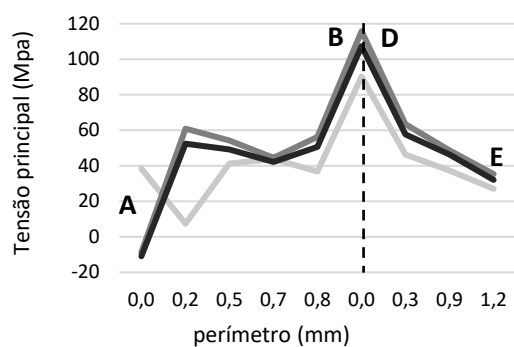


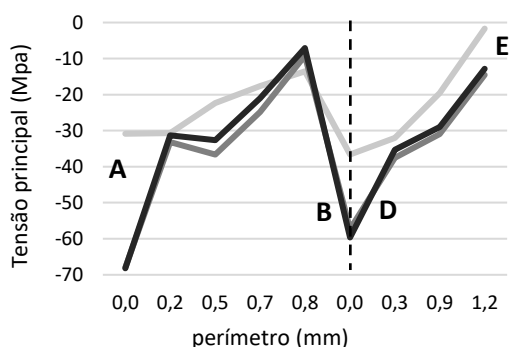
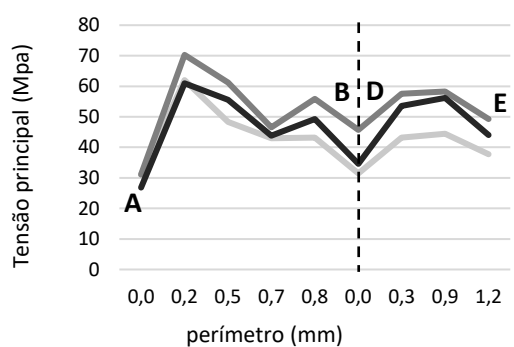
Fig. A. 16 - Gráficos obtidos referentes ao modelo 2 para a tensão de von Mises, tensão Principal 1 e tensão Principal 2 do osso trabecular, para o nó 3, 4, 5 e 6 e utilizando os métodos MEF, RPIM e NNRPIM. Legenda: —MEF —RPIM —NNRPIM



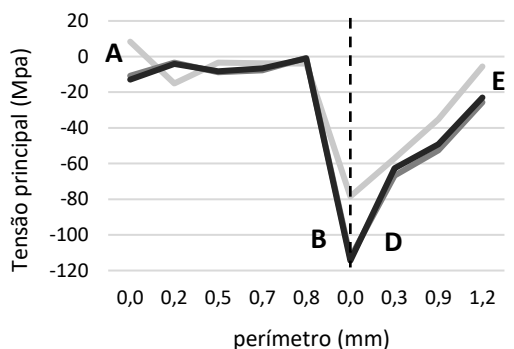
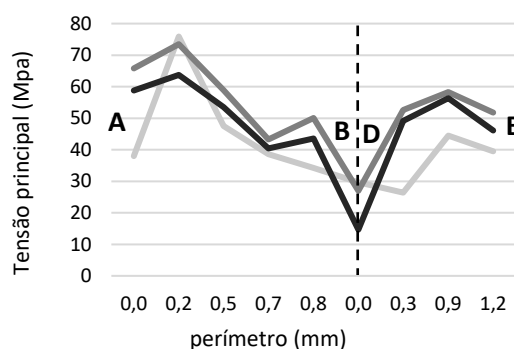
75°



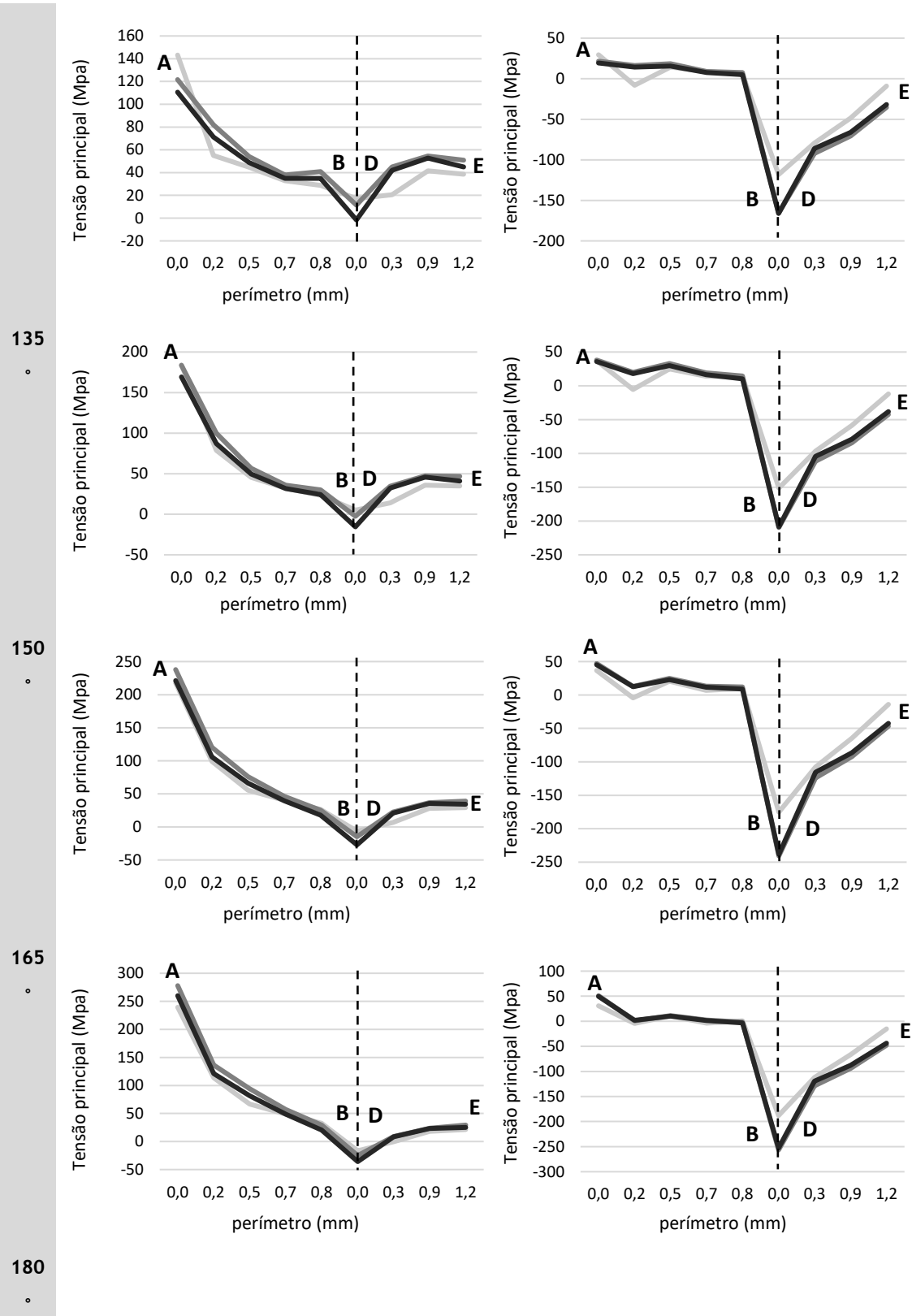
90°



105°



120°



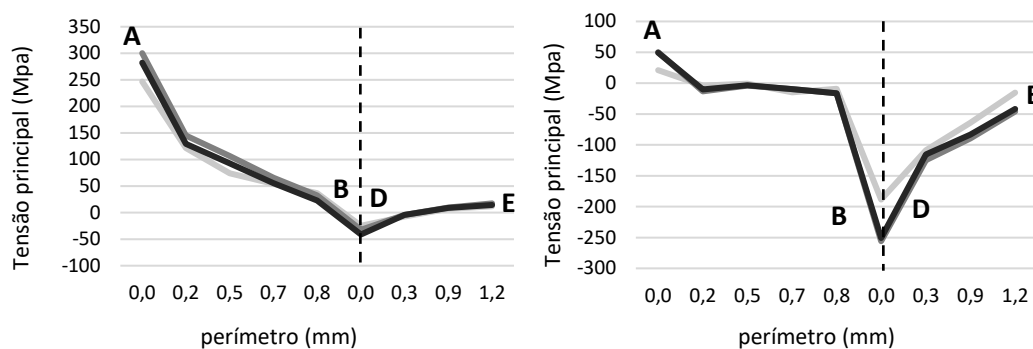
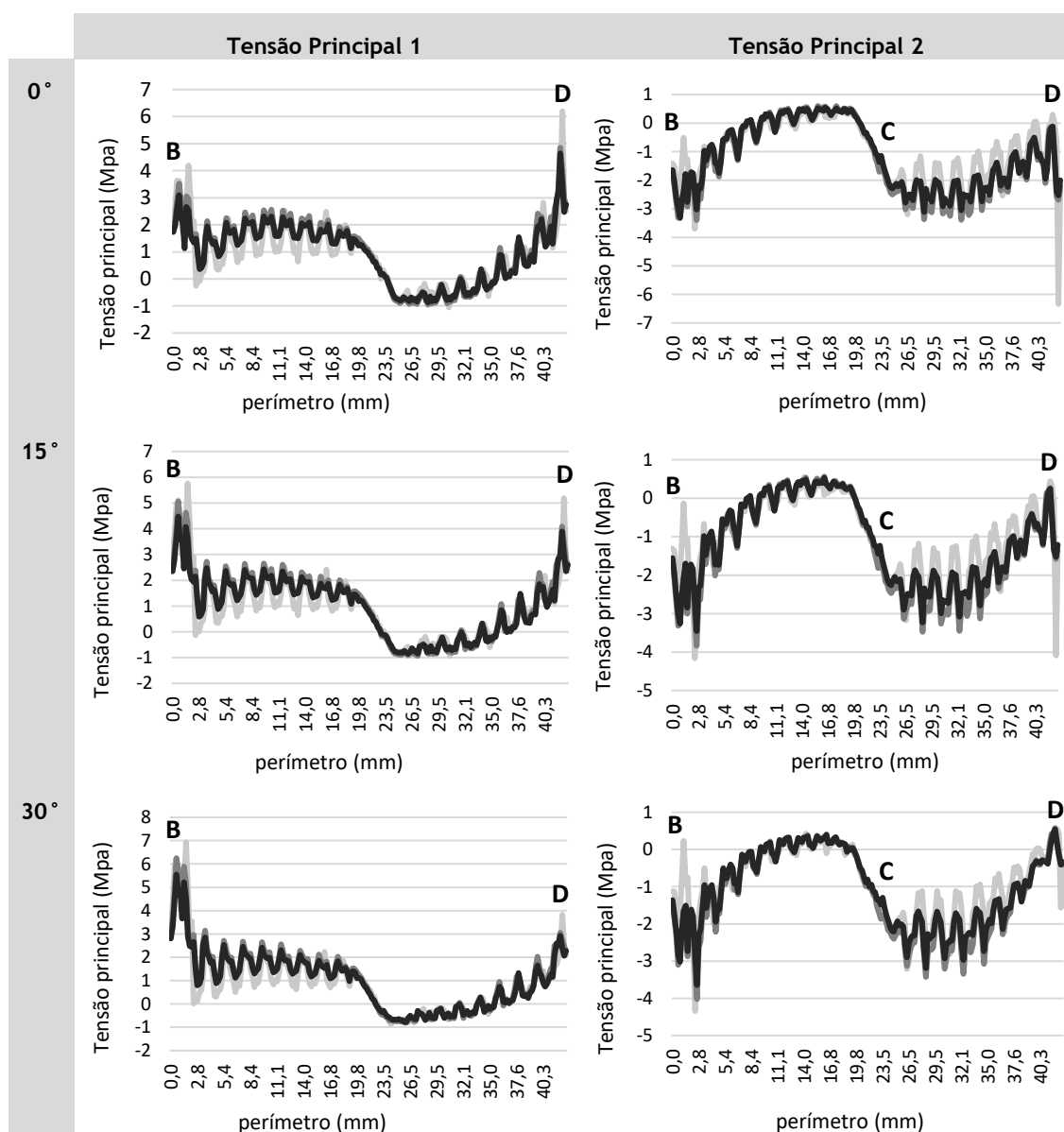
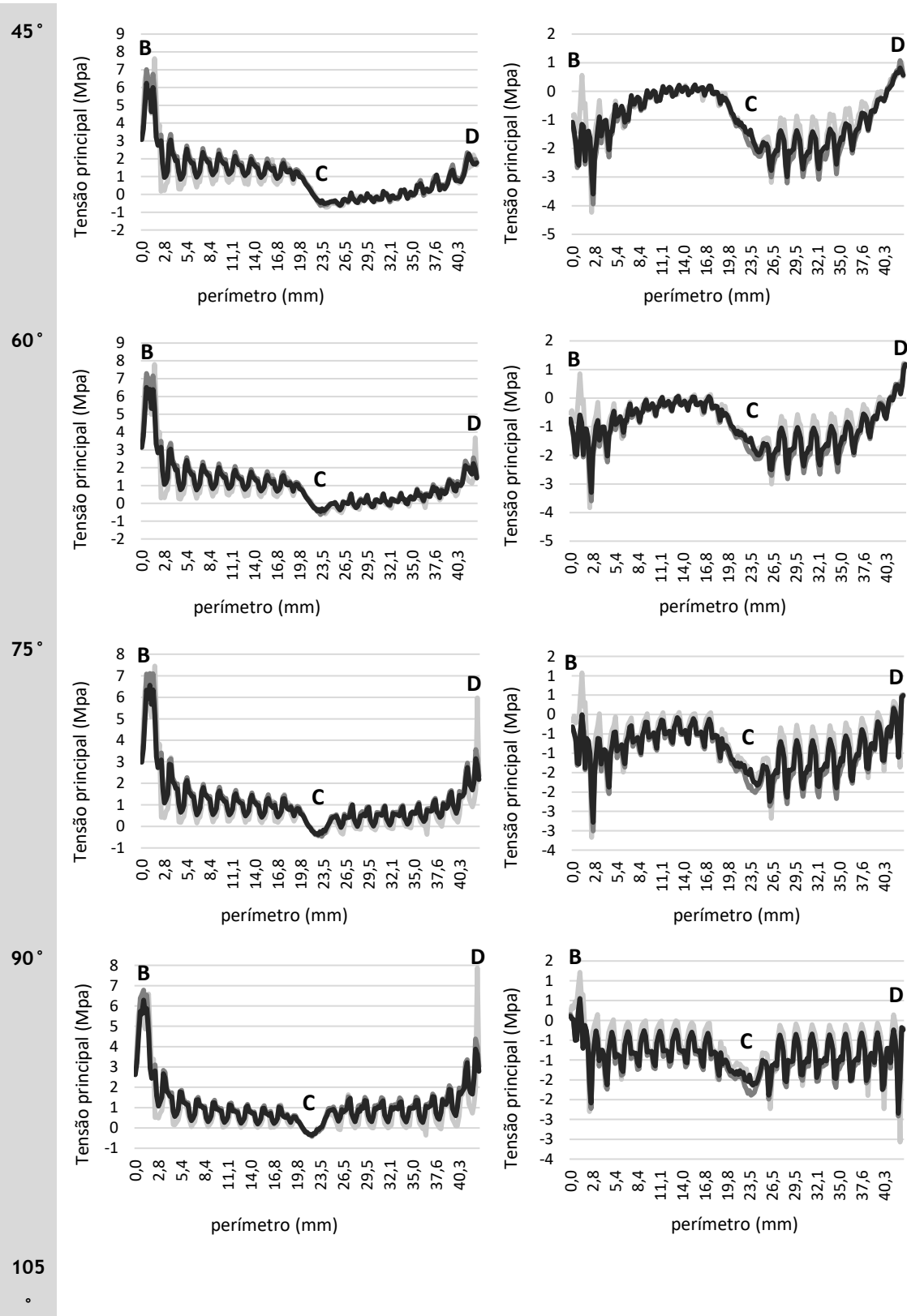
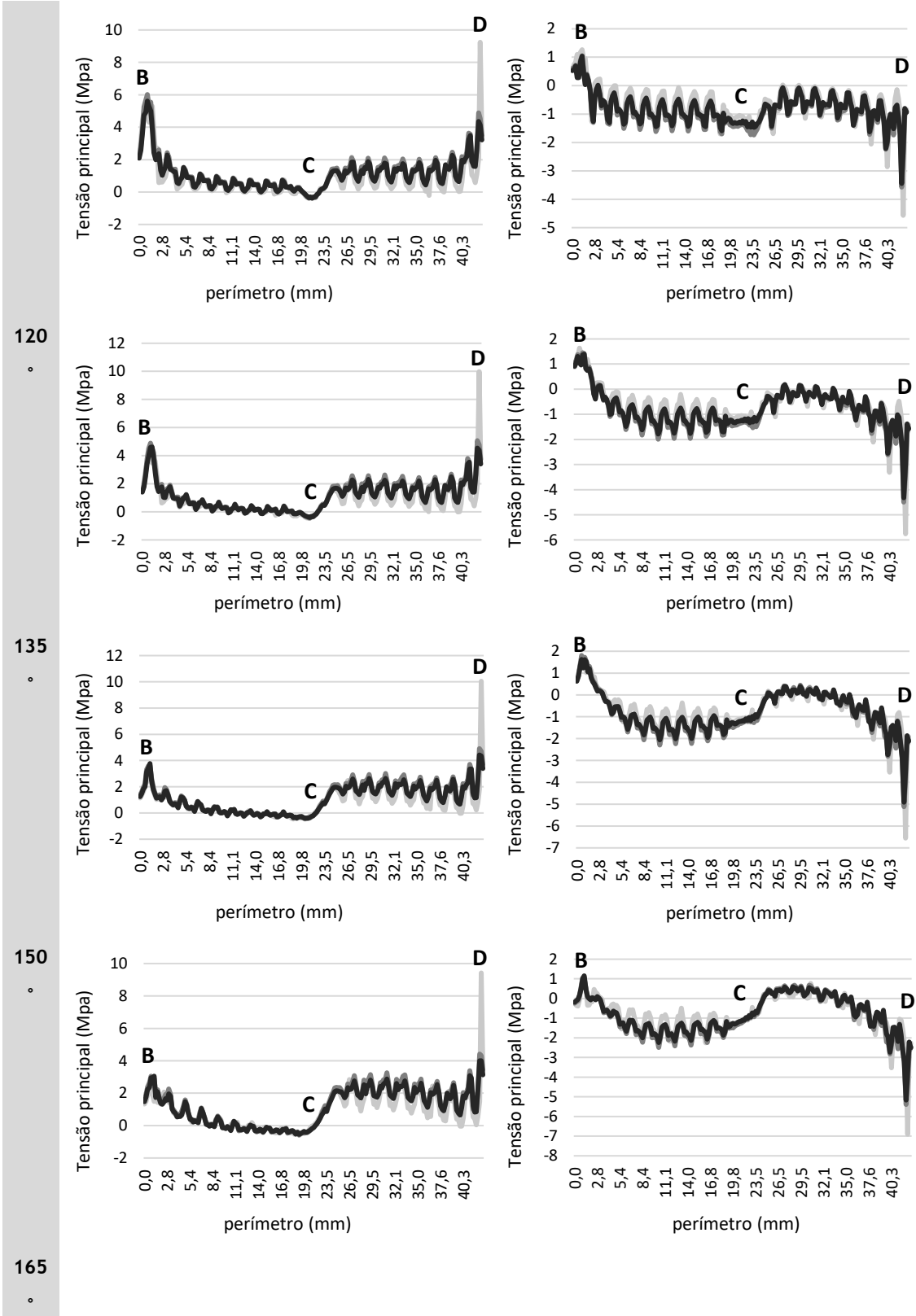


Fig. A. 17 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 1, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda: — MEF — RPIM — NNRPIM







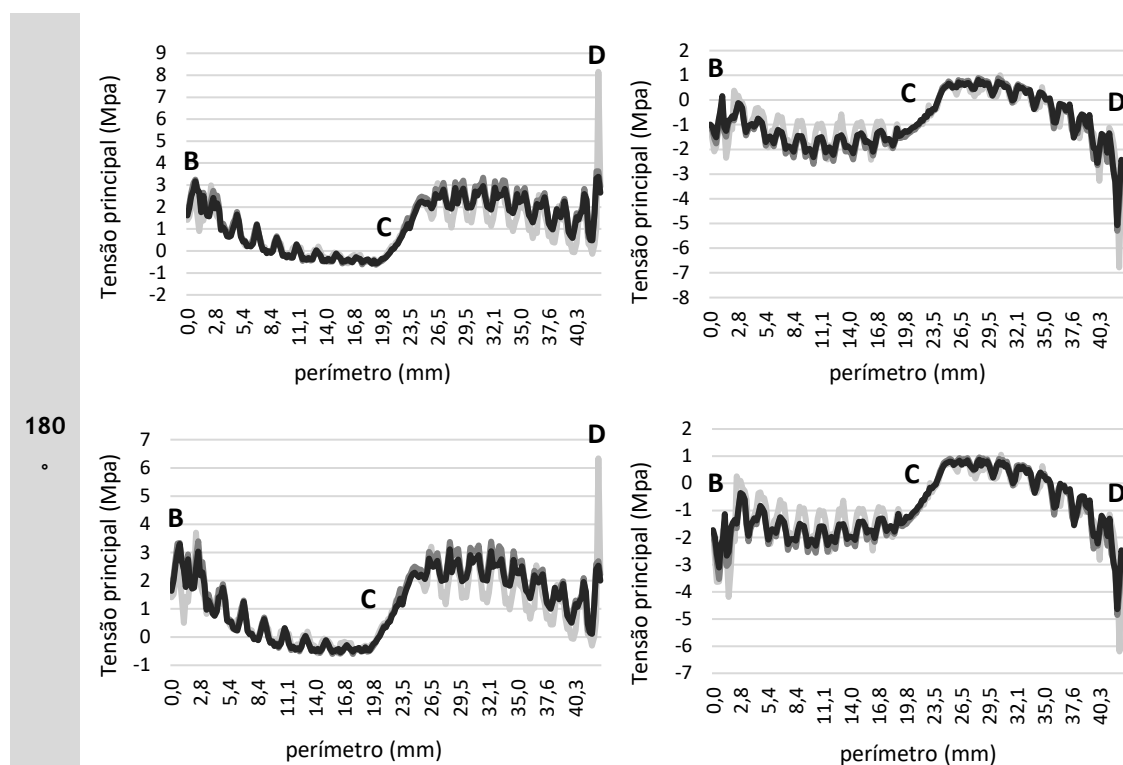
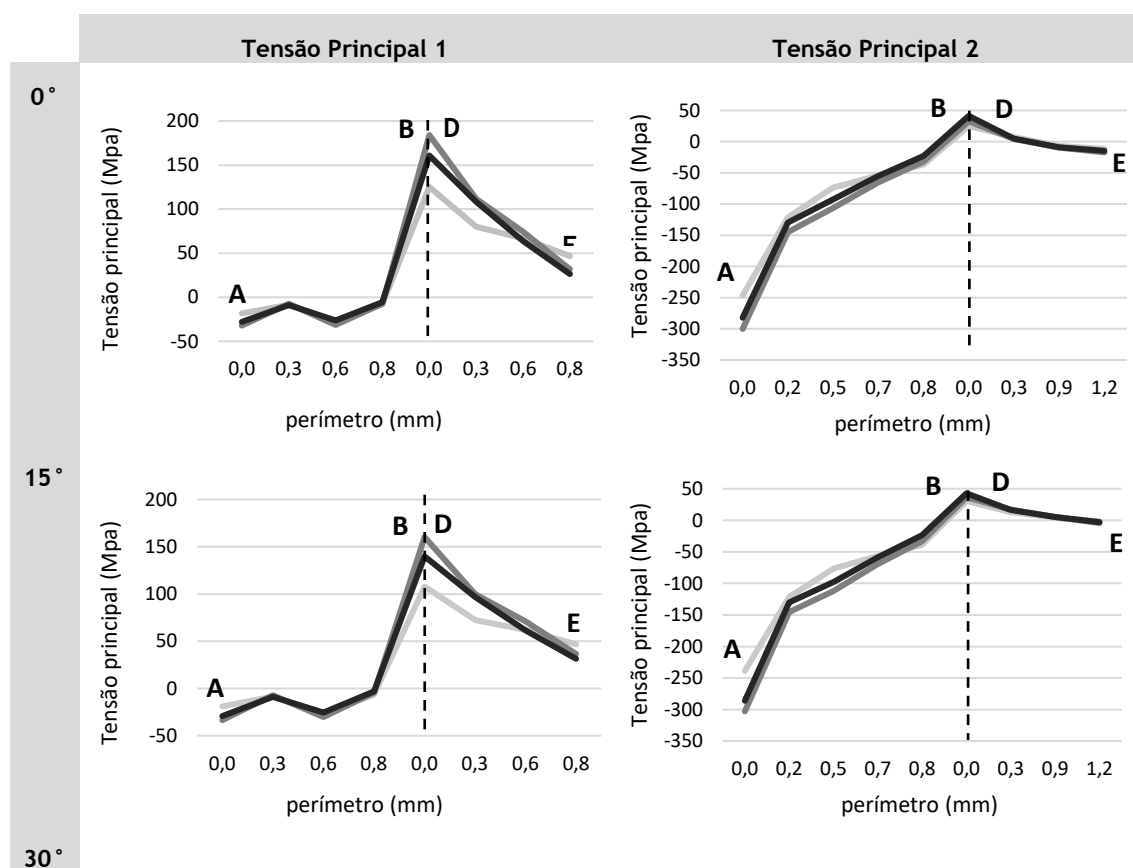
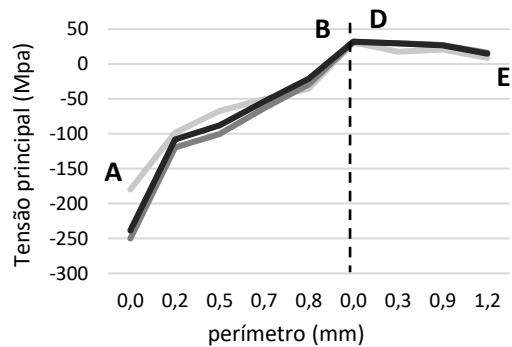
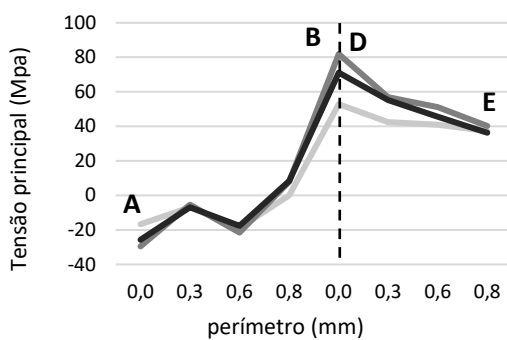
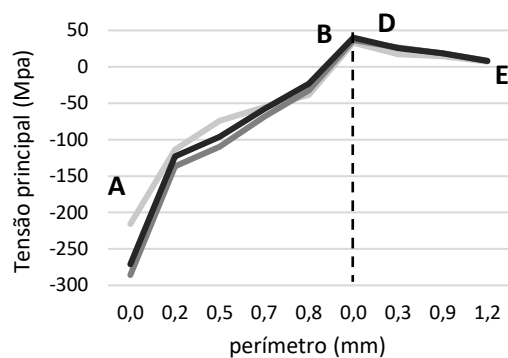
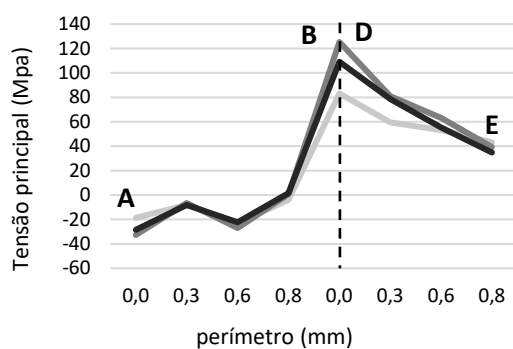


Fig. A. 18 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 1, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

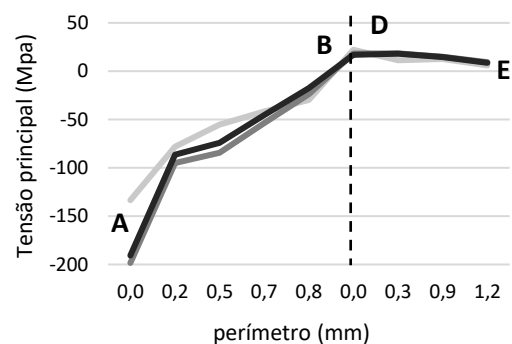
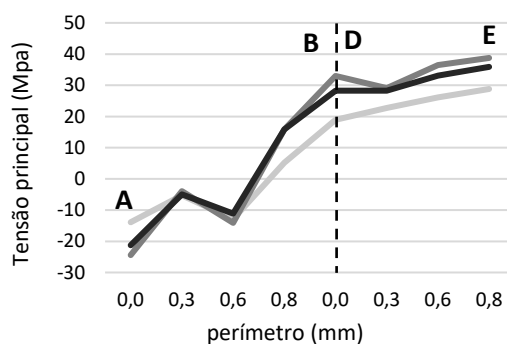
—MEF —RPIM —NNRPIM



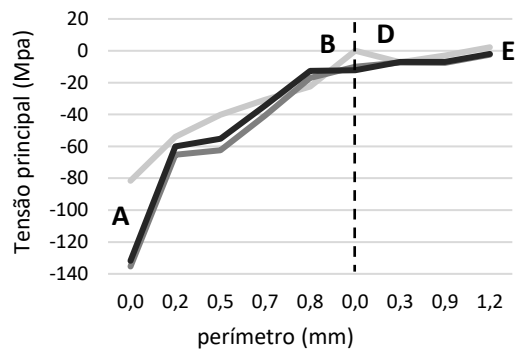
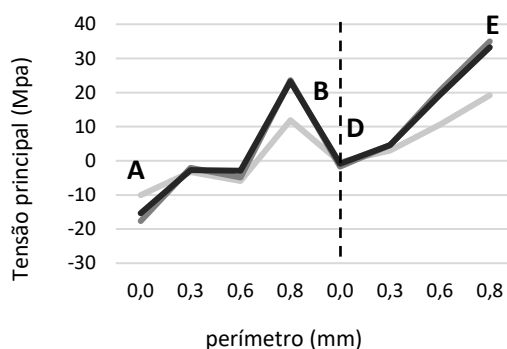
45°



60°



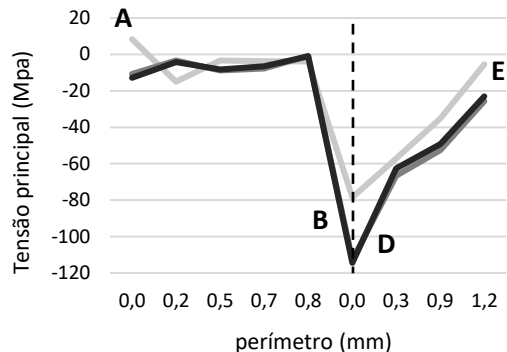
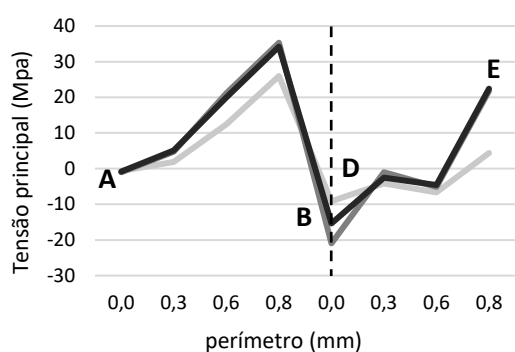
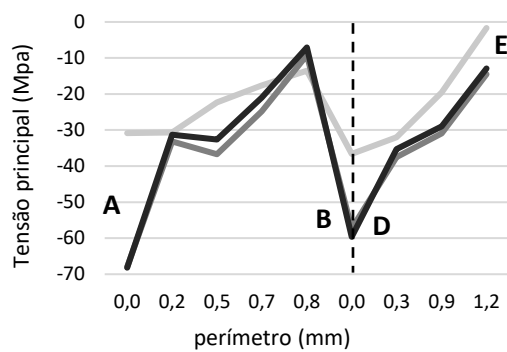
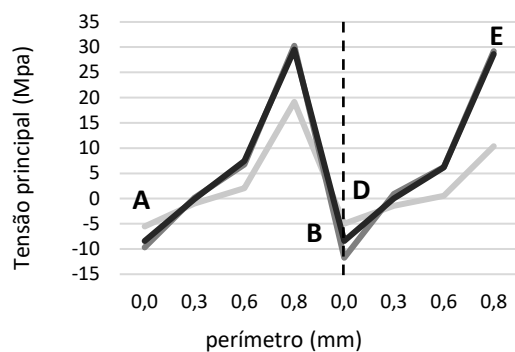
75°



90°

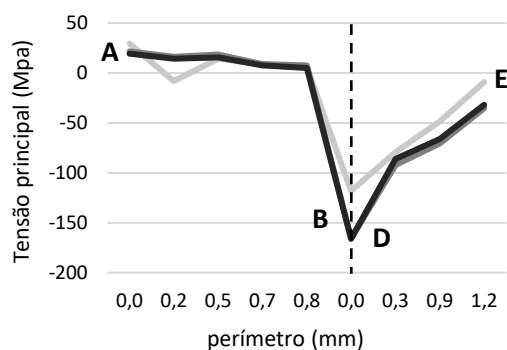
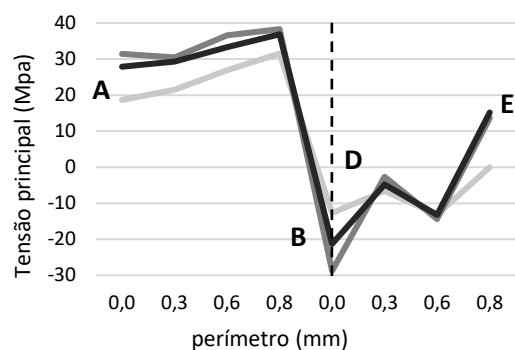
105

°



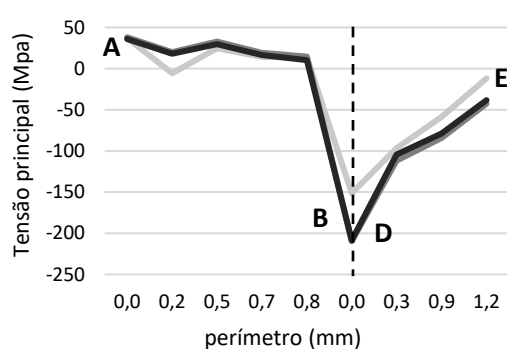
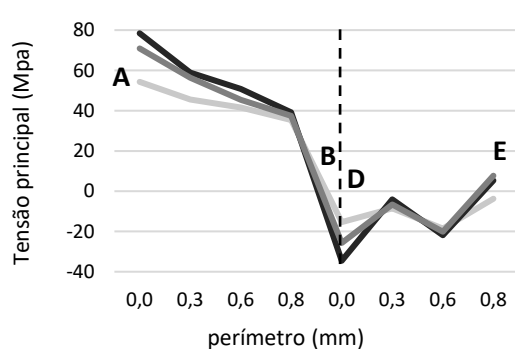
120

°



135

°



150

°

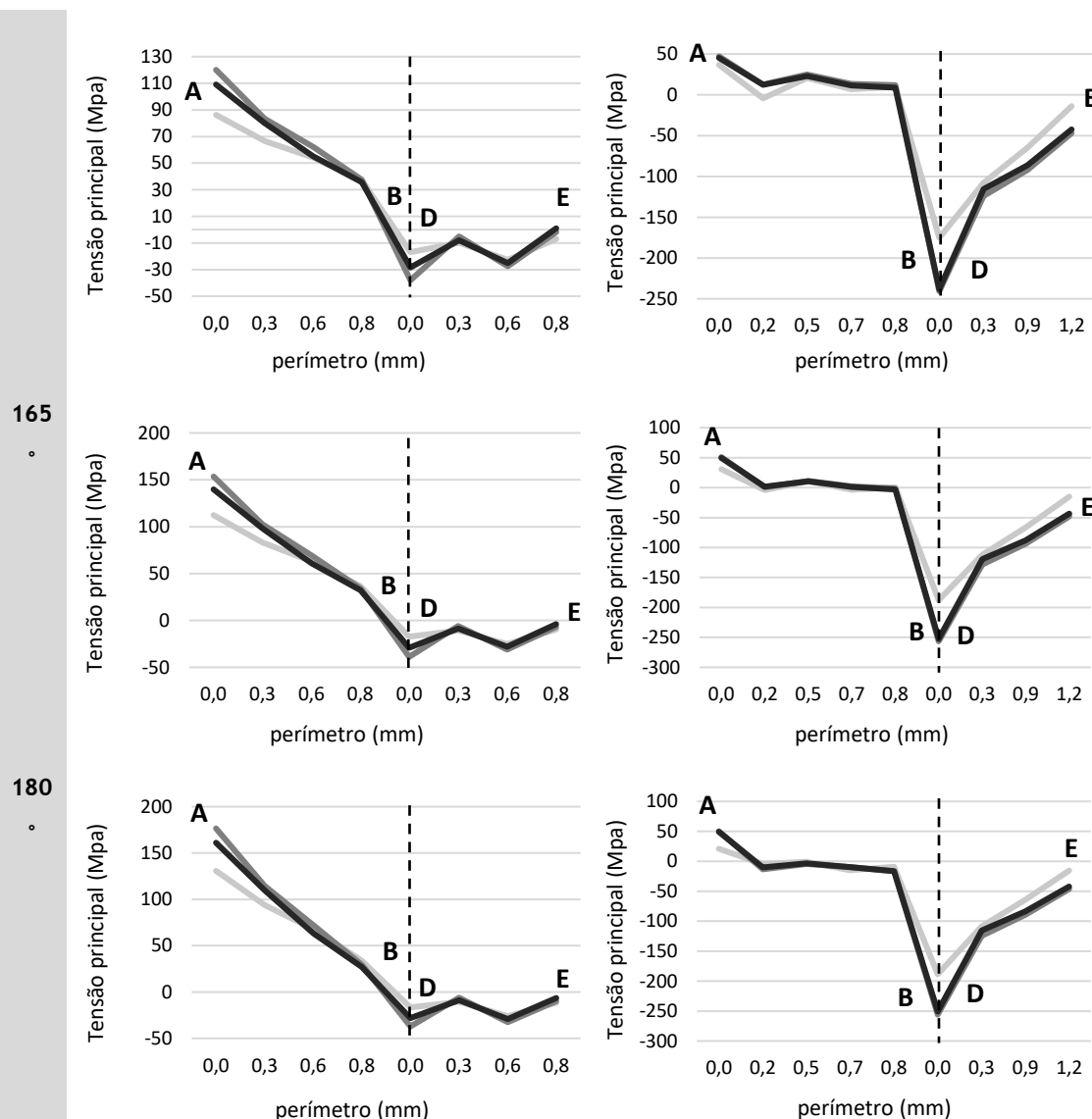
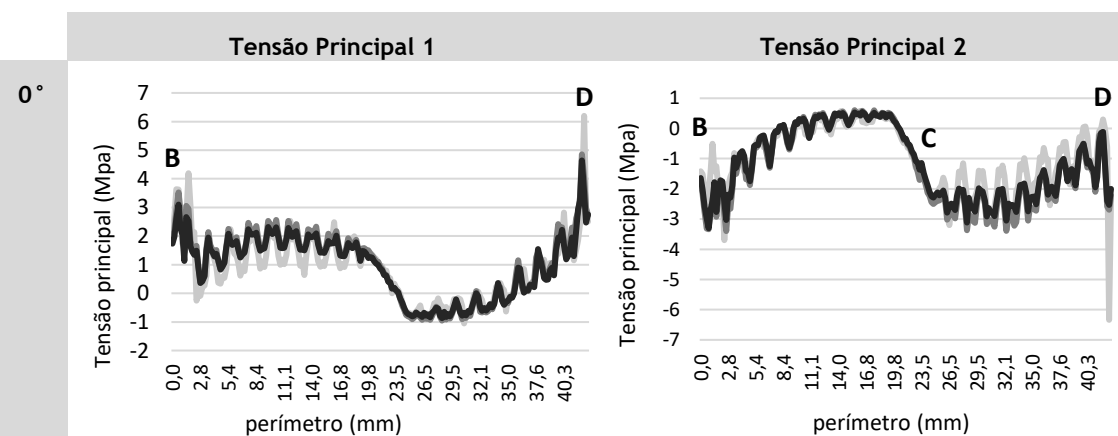
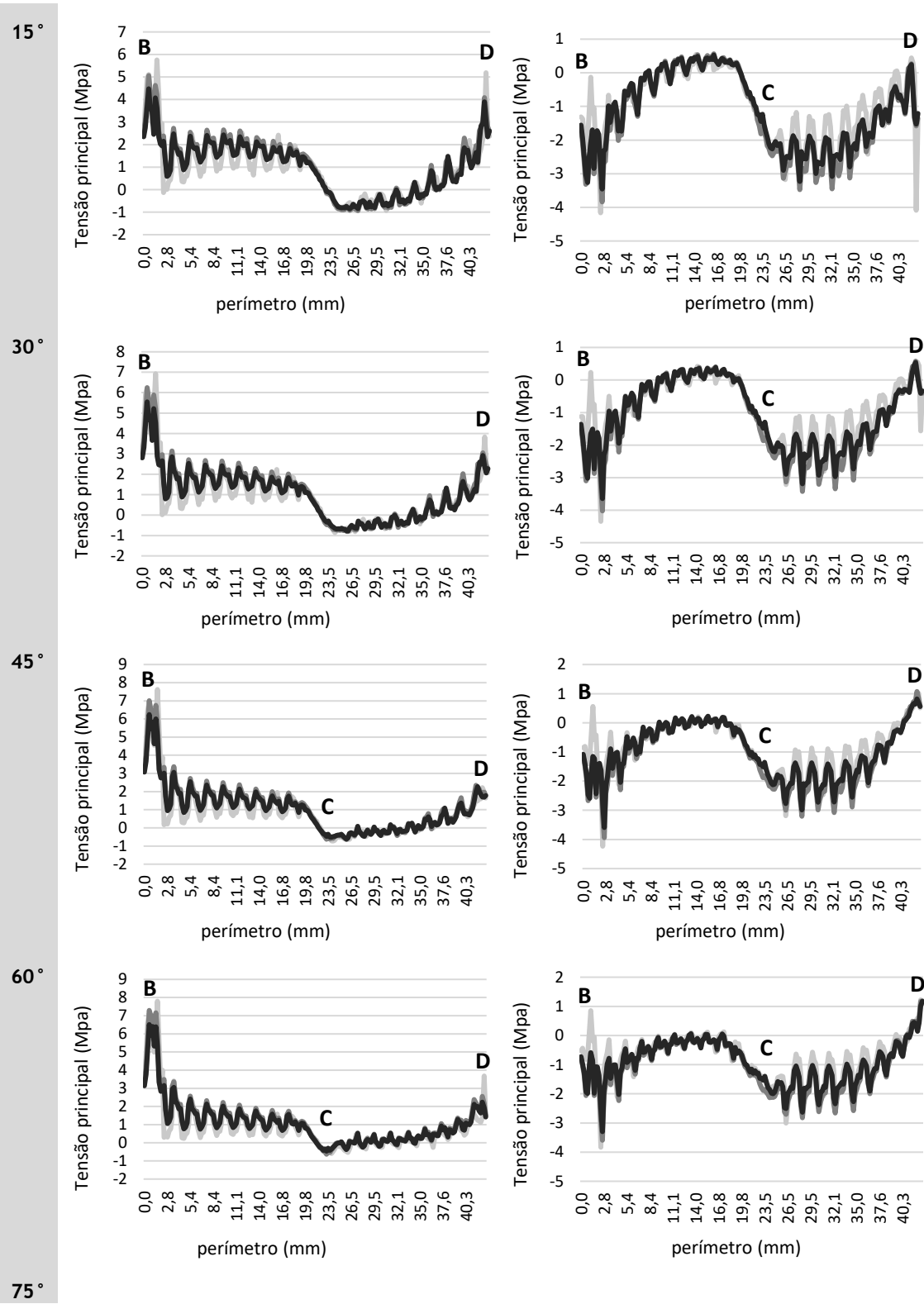
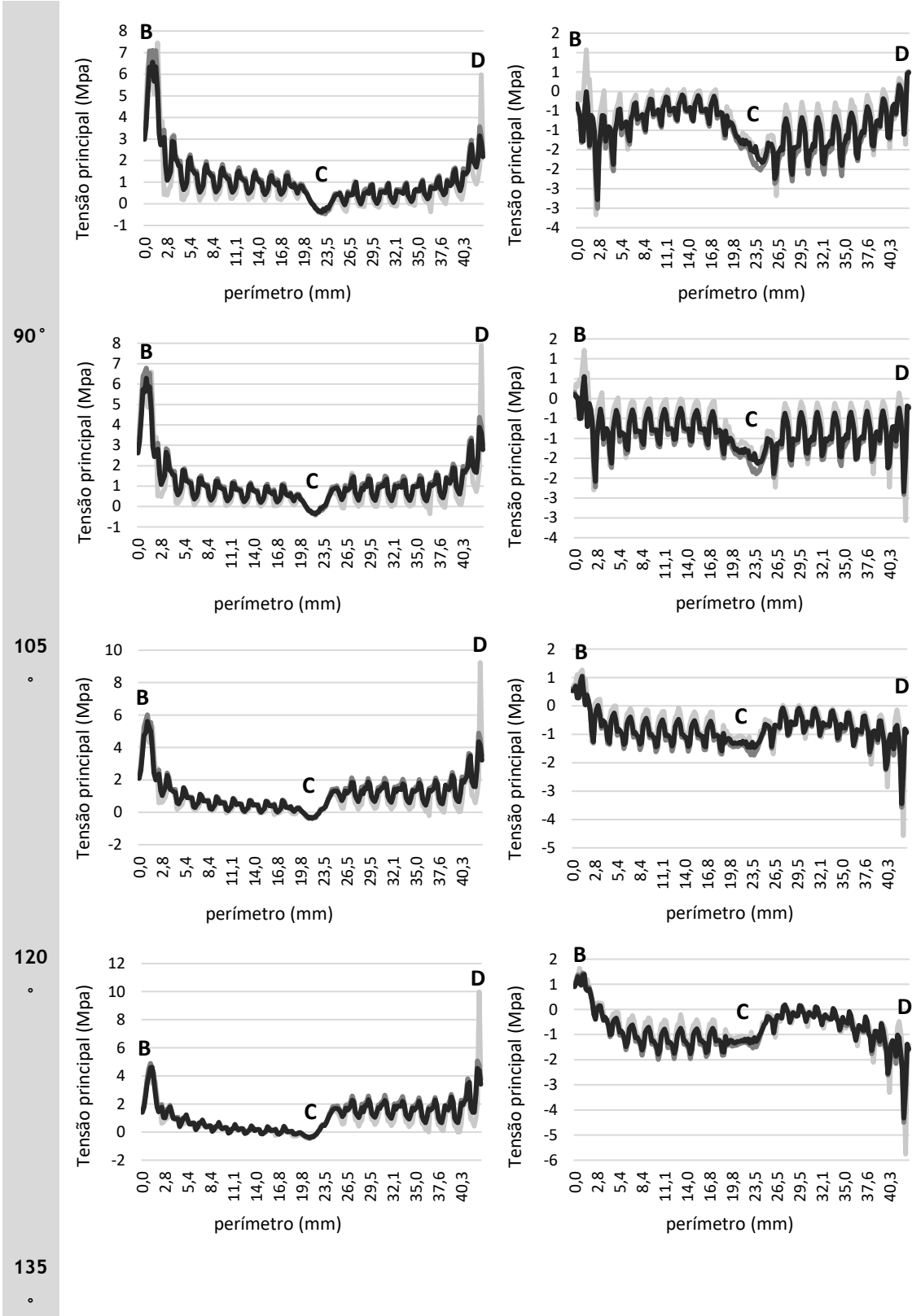


Fig. A. 19 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso cortical do modelo 2, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

— MEF — RPIM — NNRPIM







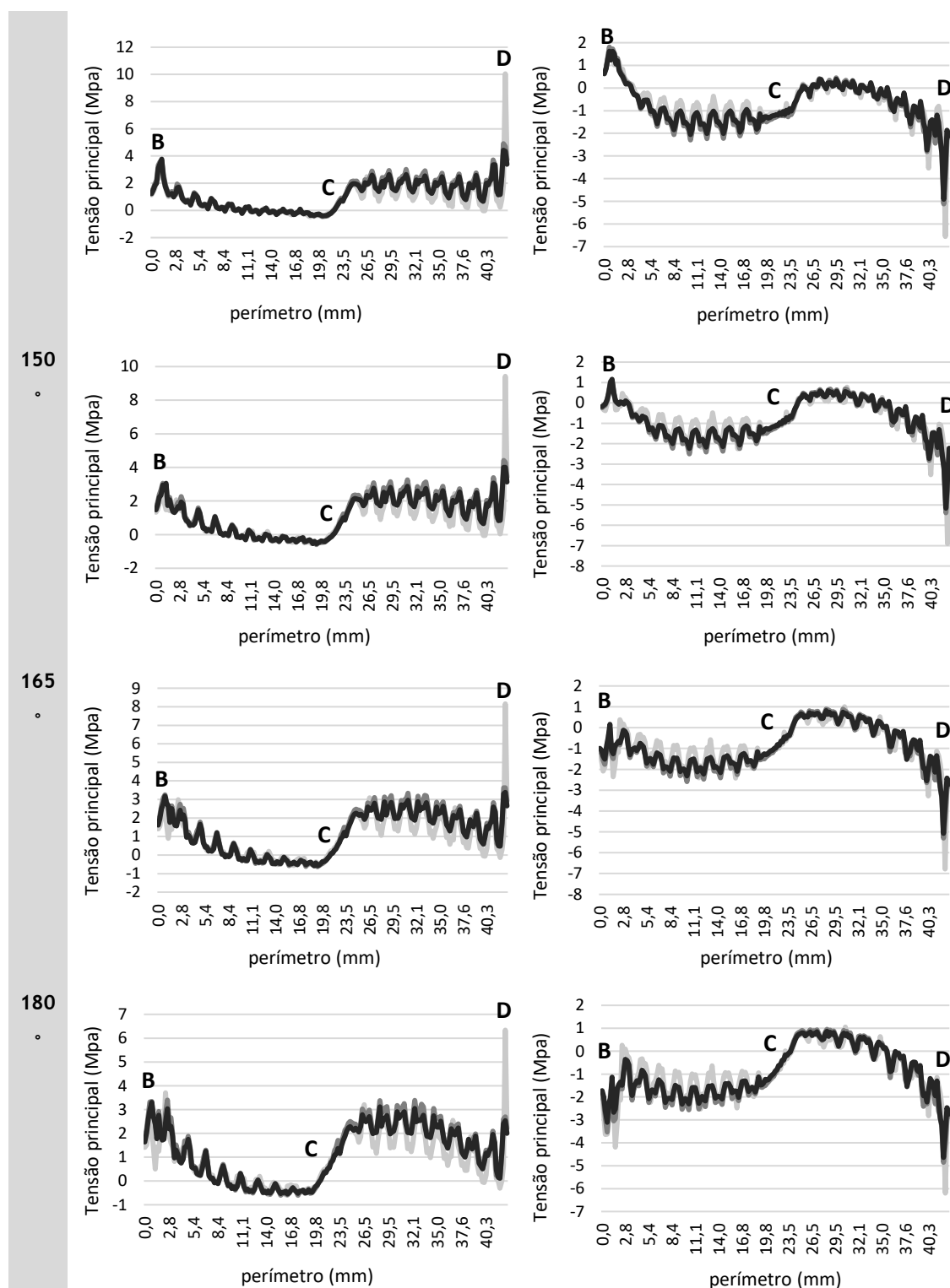


Fig. A. 20 - Representação gráfica dos valores obtidos para a tensão principal 1 e principal 2, para os nós pertencentes ao osso trabecular do modelo 2, e para os diferentes ângulos de carga estudados. Em que o perímetro representa a distância entre cada nó, em mm. Legenda:

— MEF — RPIM — NNRPIM

Anexo 3

Neste anexo são expostas, em primeiro lugar, as distribuições de densidade para os casos quatro casos de carga separados, e a sua combinação, considerados na secção 8.1.2.1, através da Fig. A. 21. Adicionalmente, na Fig. A. 22, Fig. A. 23, Fig. A. 24 e Fig. A. 25 é apresentada a distribuição trabecular, a tensão efetiva de von Mises (σ_{ef}) e as tensões principais (σ_{11} e σ_{11}), para o quatro casos de carga analisados separadamente.

De seguida, na Fig. A. 26, Fig. A. 27, Fig. A. 28 e Fig. A. 29 é apresentada, para cada método numérico e para cada caso de carga considerado, os mapas de distribuição de cores da tensão efetiva de von Mises (σ_{ef}) e as tensões principais (σ_{11} e σ_{11}), de acordo com a análise realizada na secção 8.1.2.1.1.

Por fim, considerando a análise realizada na secção 8.1.2.2, na Fig. A. 30, Fig. A. 31 e Fig. A. 32 é possível visualizar para as taxas de decaimento $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$, e para os métodos MEF, RPIM e NNRPIM, os mapas de cores para a tensão de von Mises, e tensão principal 1 e 2, nomeadamente.

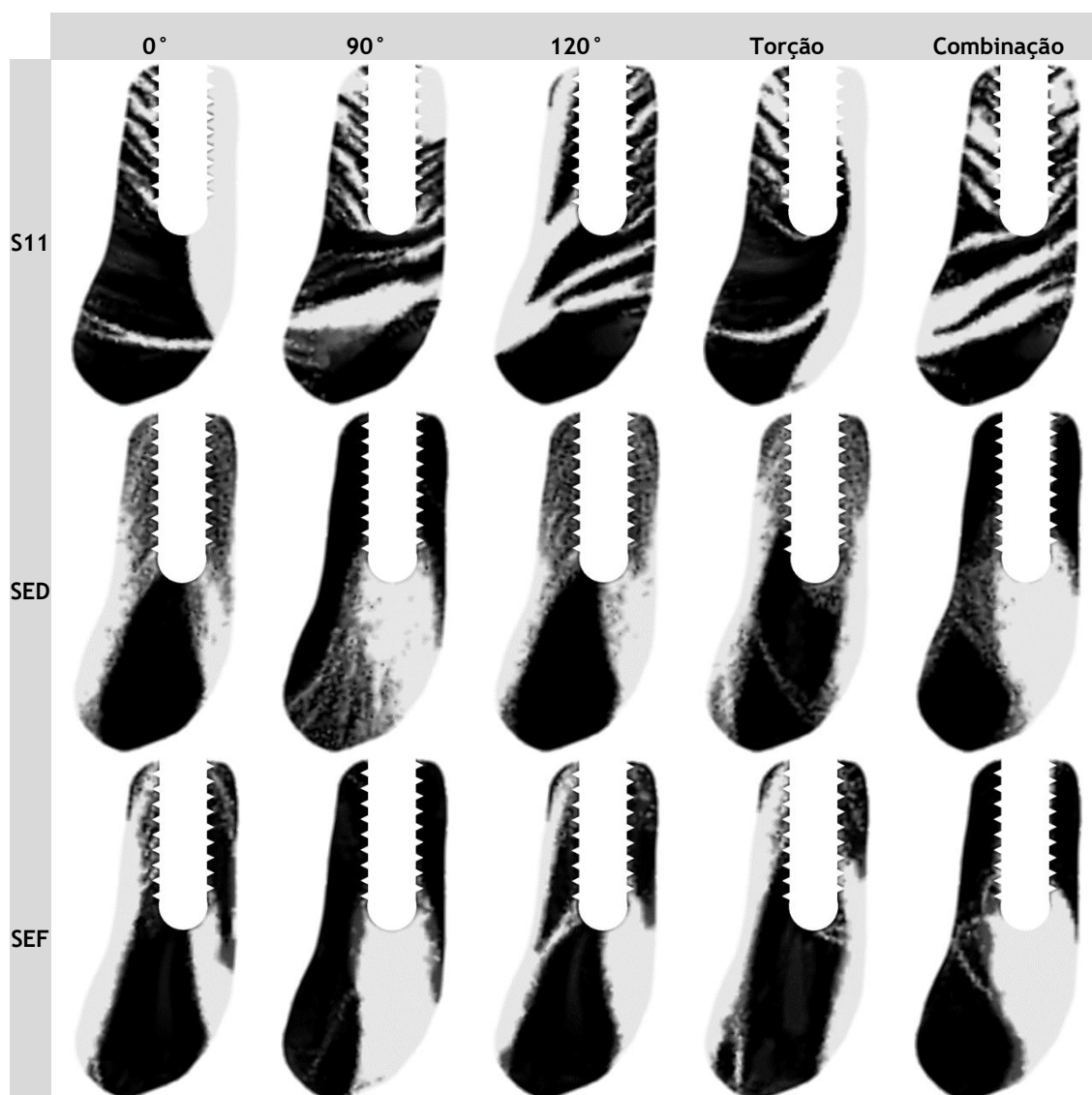


Fig. A. 21 - Arquitetura trabecular final ($\rho_{app} = 0.80 \text{ g/cm}^3$) obtida para as cargas de 0°, 90°, 120° e torção, e para a combinação das 4 cargas consideradas para os diferentes critérios de remodelação considerados, σ_{11} , SED e σ_{ef} .

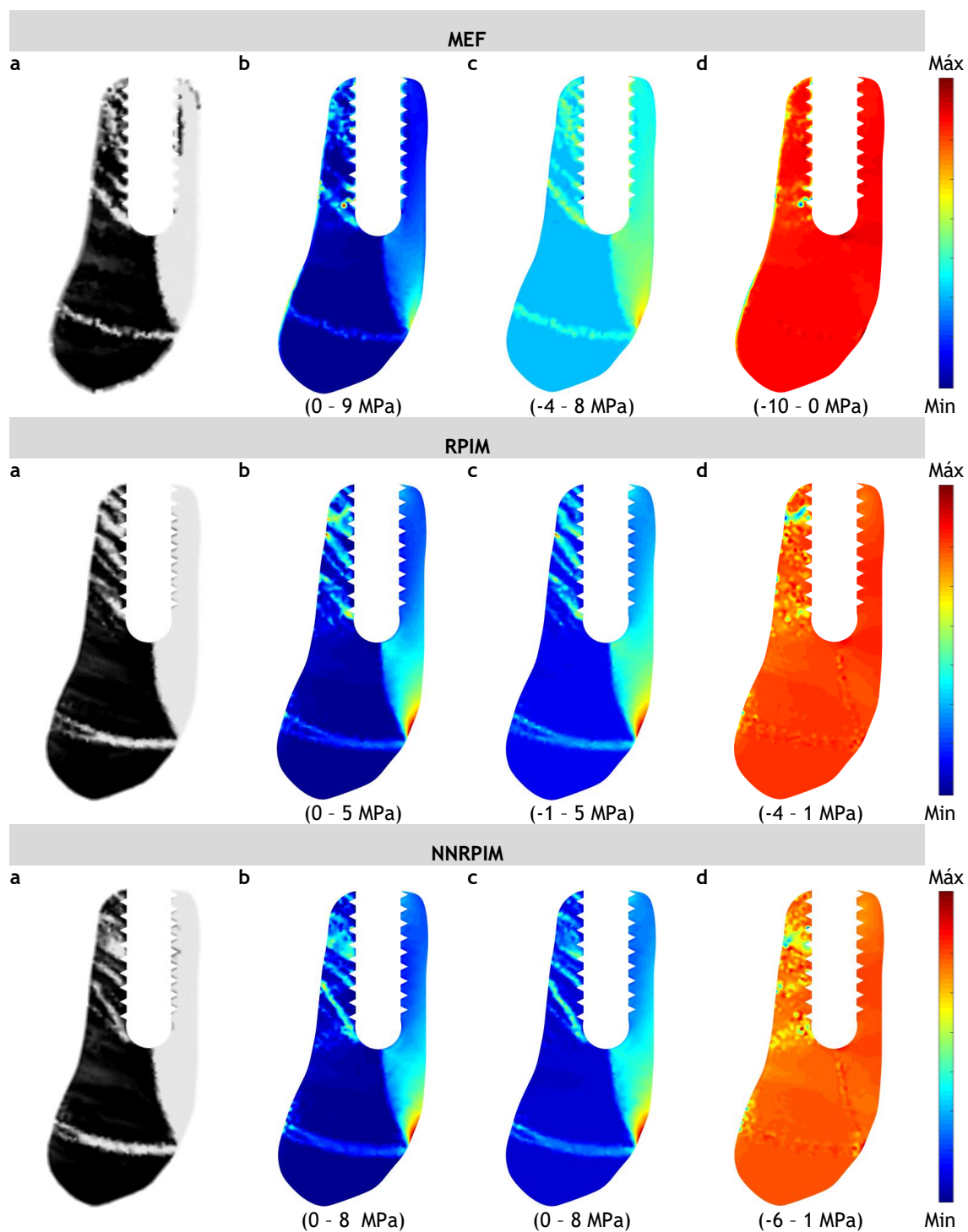


Fig. A. 22 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga 0°; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

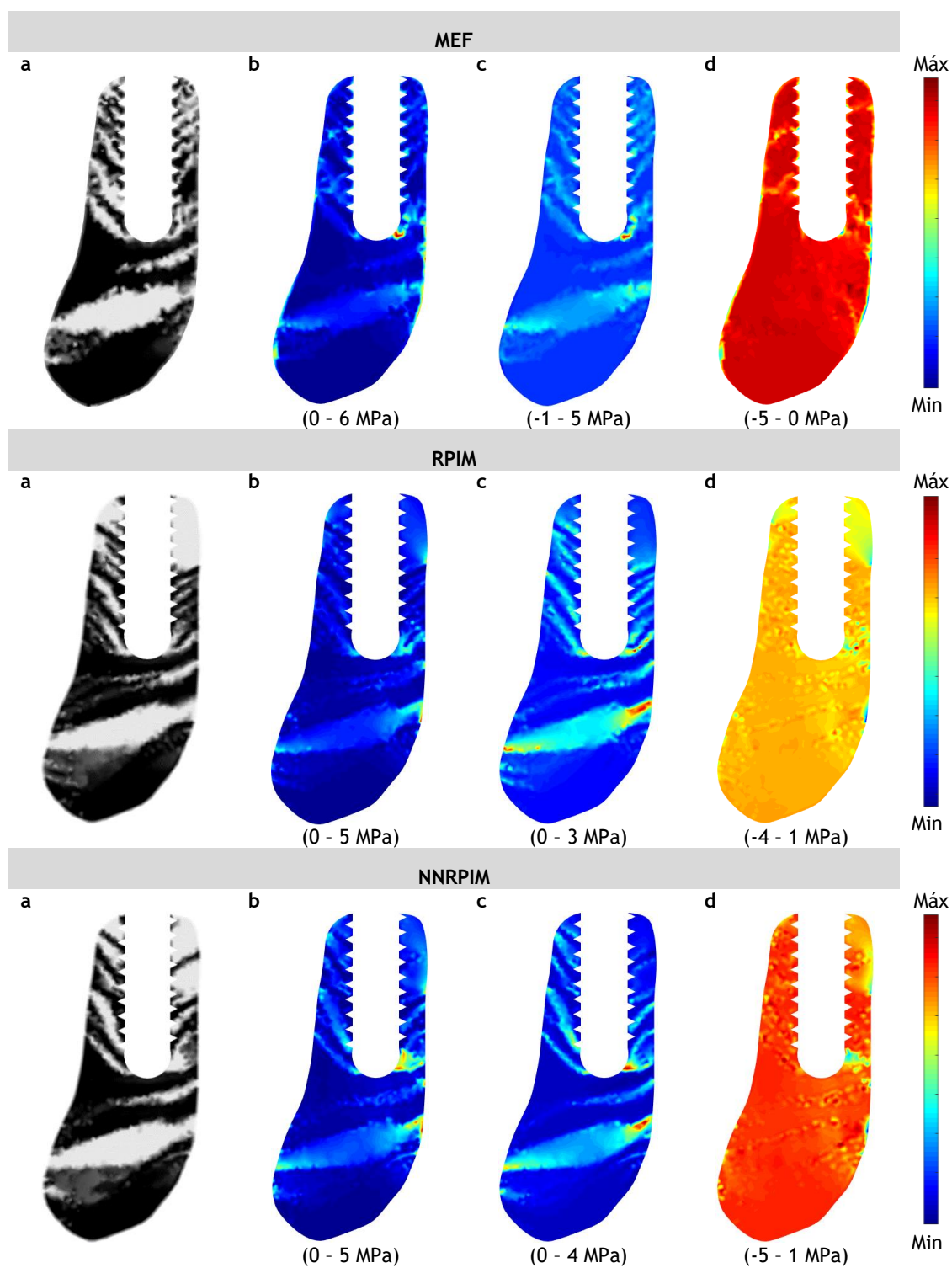


Fig. A. 23 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga 90°; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

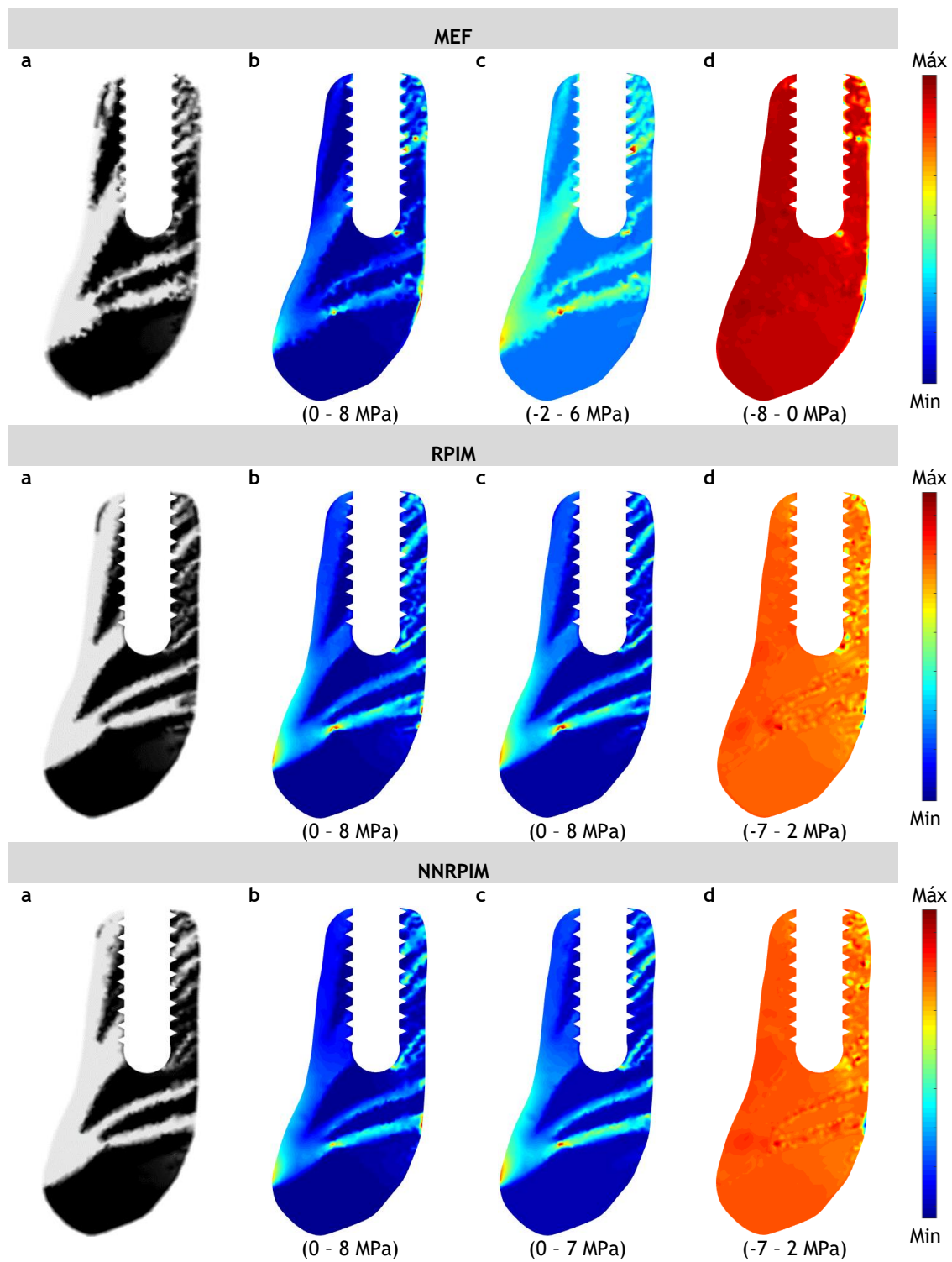


Fig. A. 24 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga 120°; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

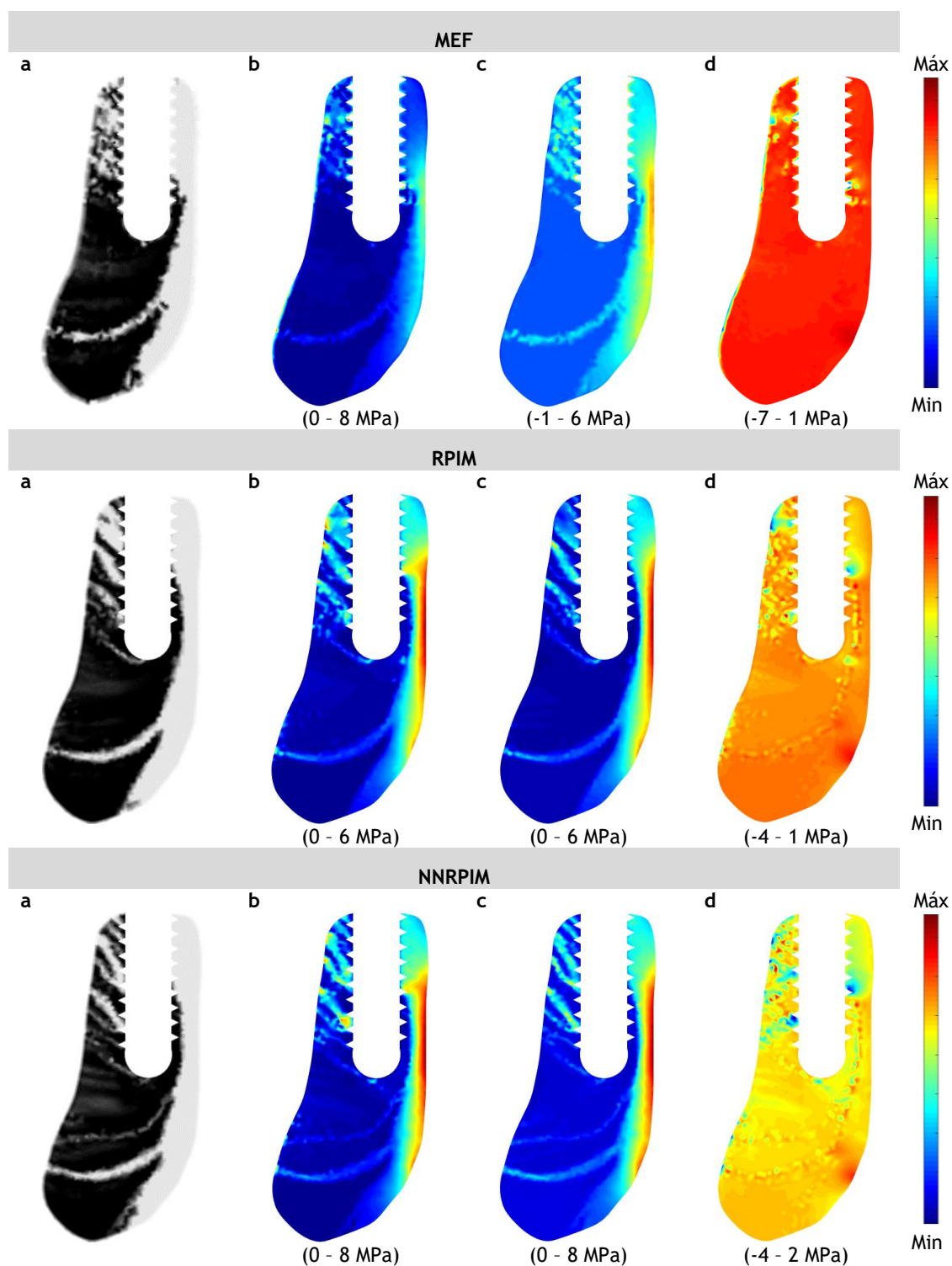


Fig. A. 25 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para a carga de torção; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

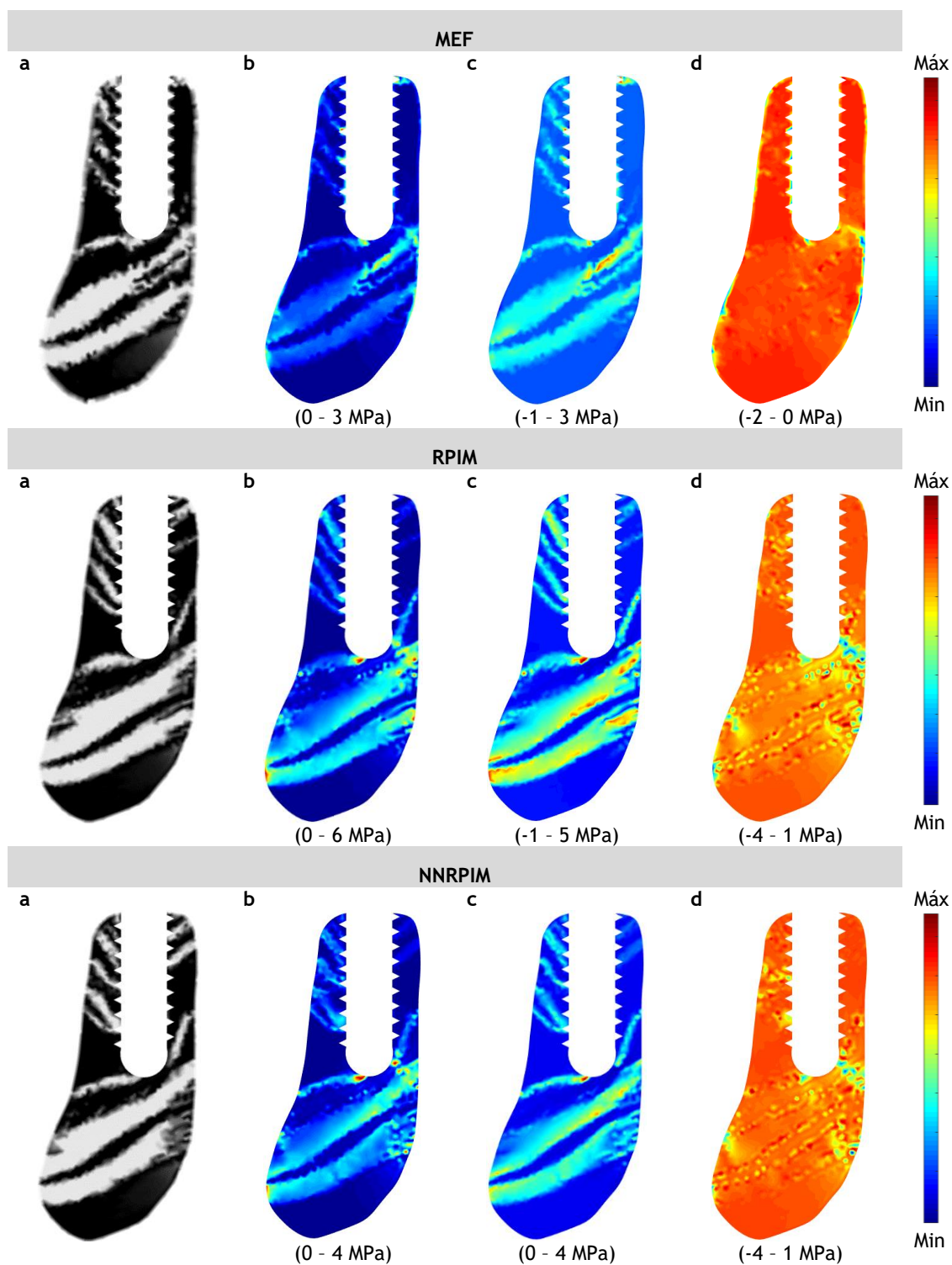


Fig. A. 26 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 1; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

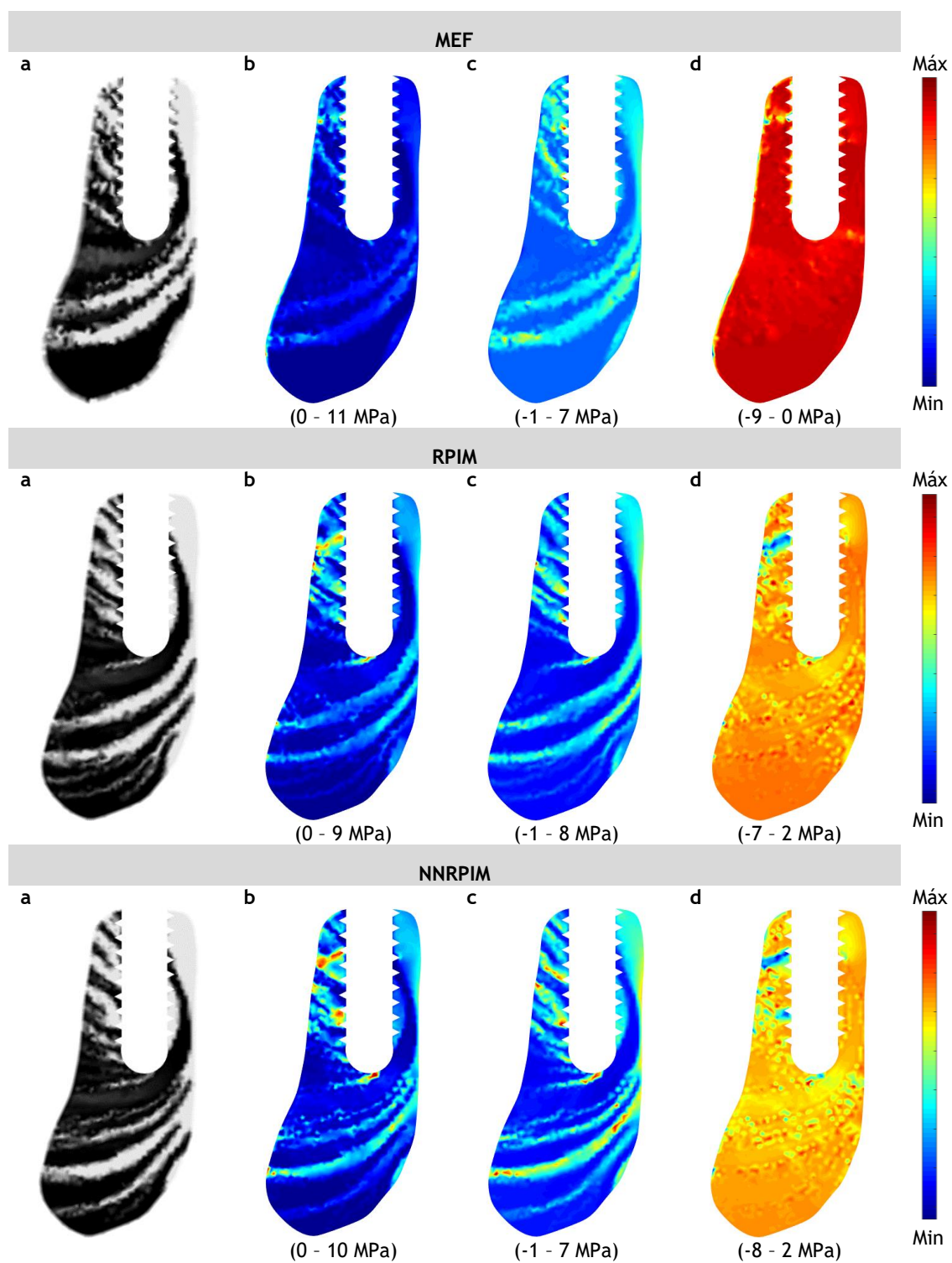


Fig. A. 27 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 2; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

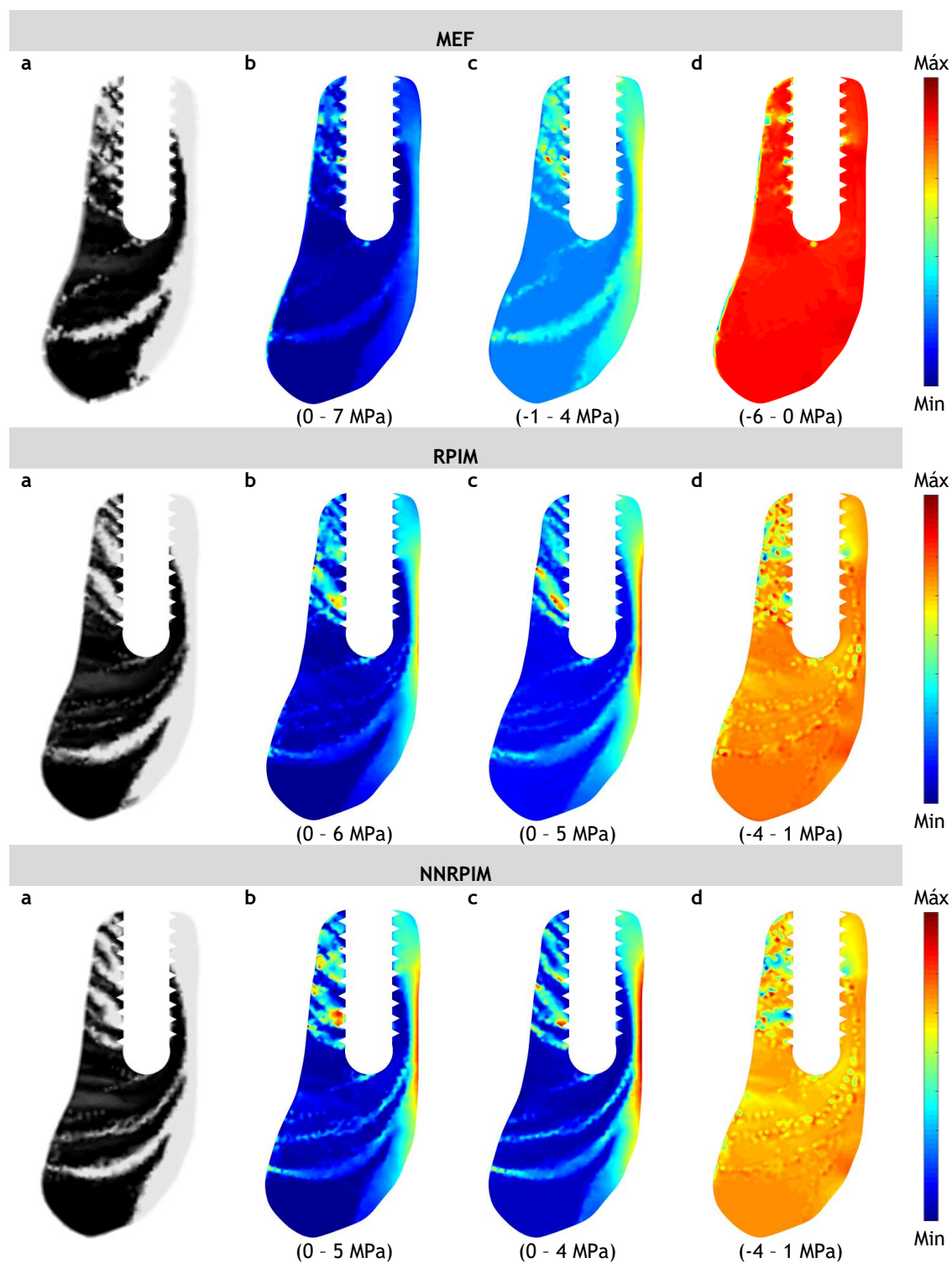


Fig. A. 28 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 3; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

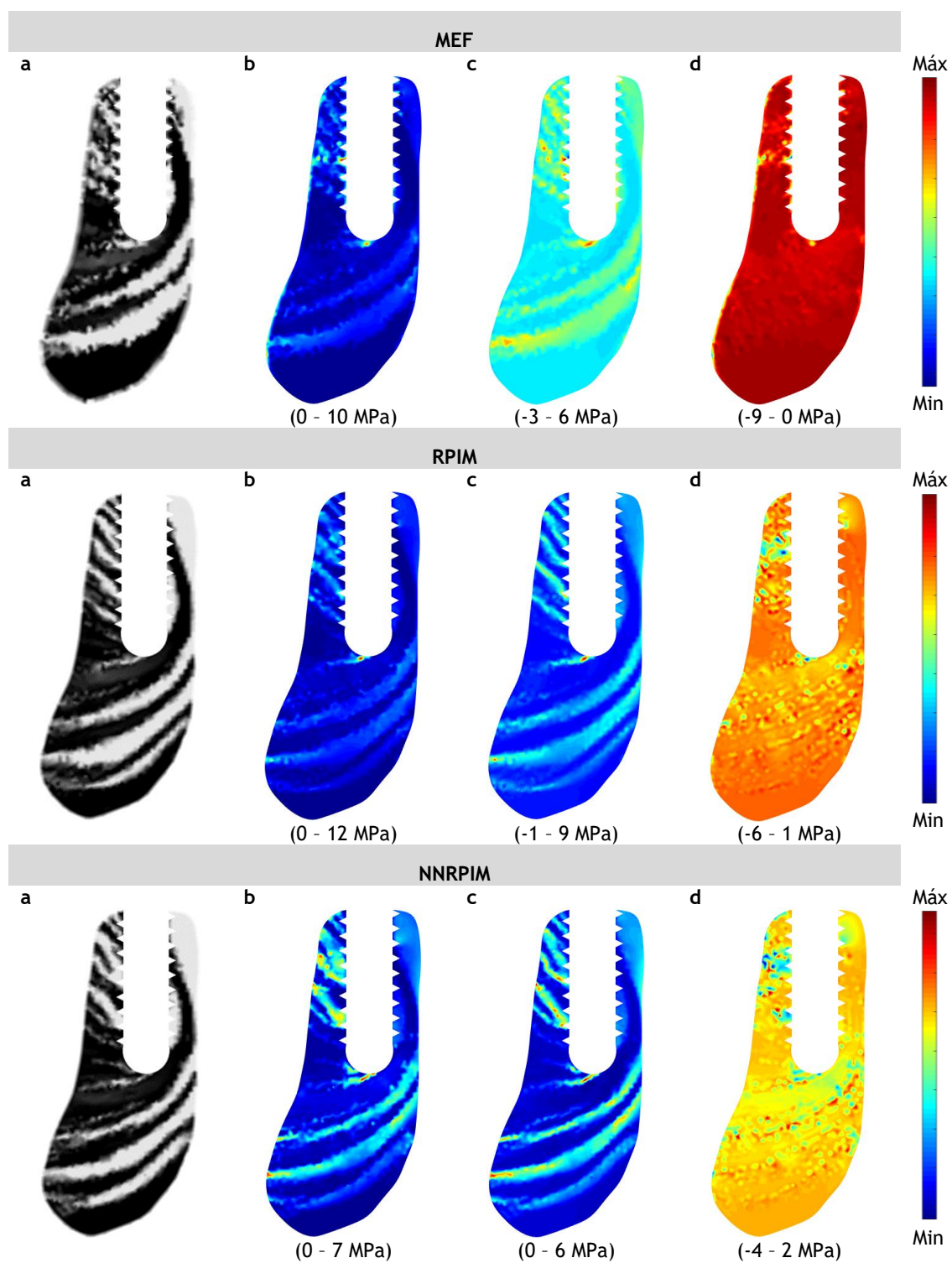


Fig. A. 29 - (a) Arquitetura trabecular final obtida para o caso de carga 4; (b) Mapa da tensão de von Mises (σ_{ef}); (c) Mapa da tensão principal 1 (σ_{11}); (d) Mapa da tensão principal 2 (σ_{22}).

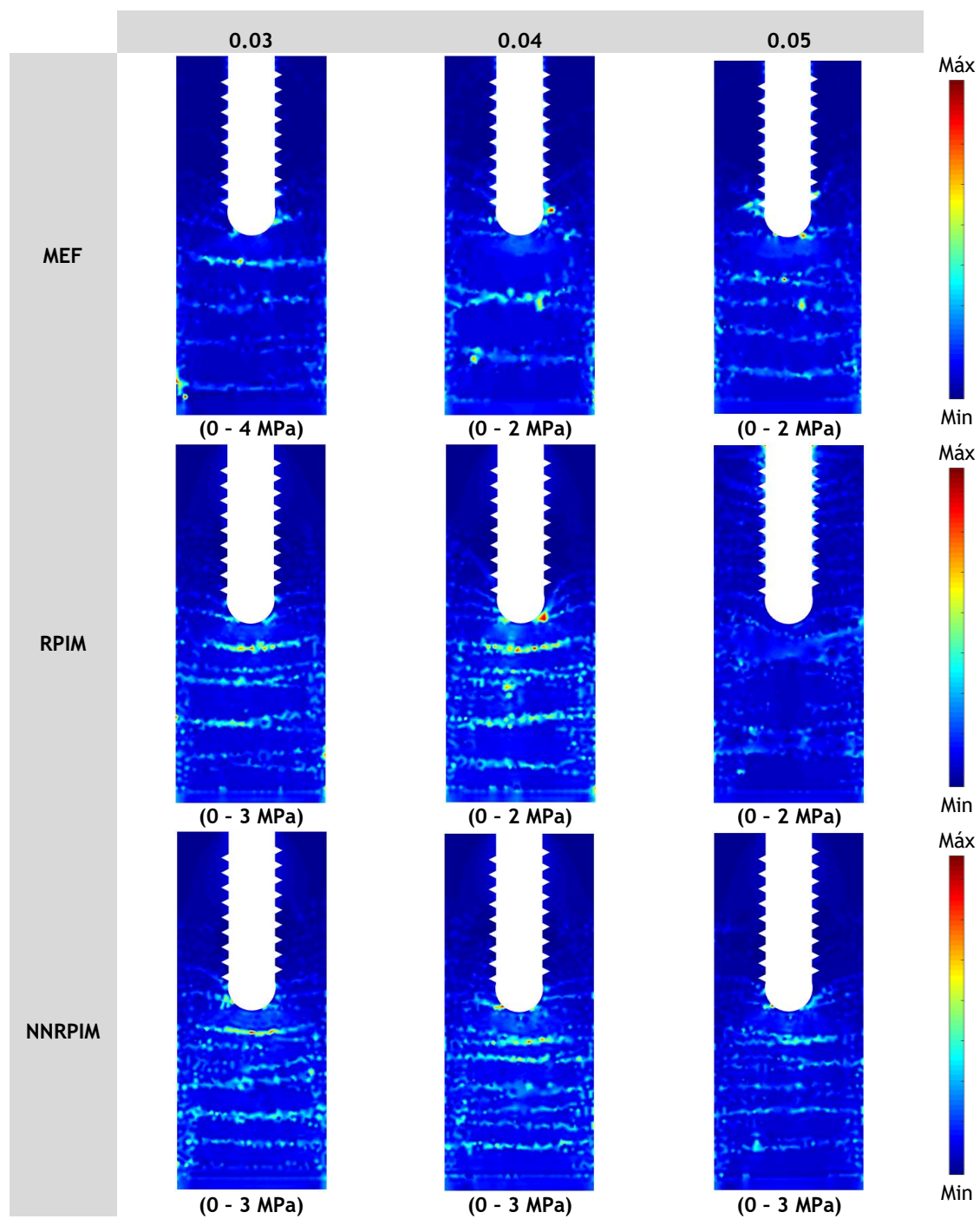


Fig. A. 30 - Tensão de von Mises (σ_{ef}) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$.

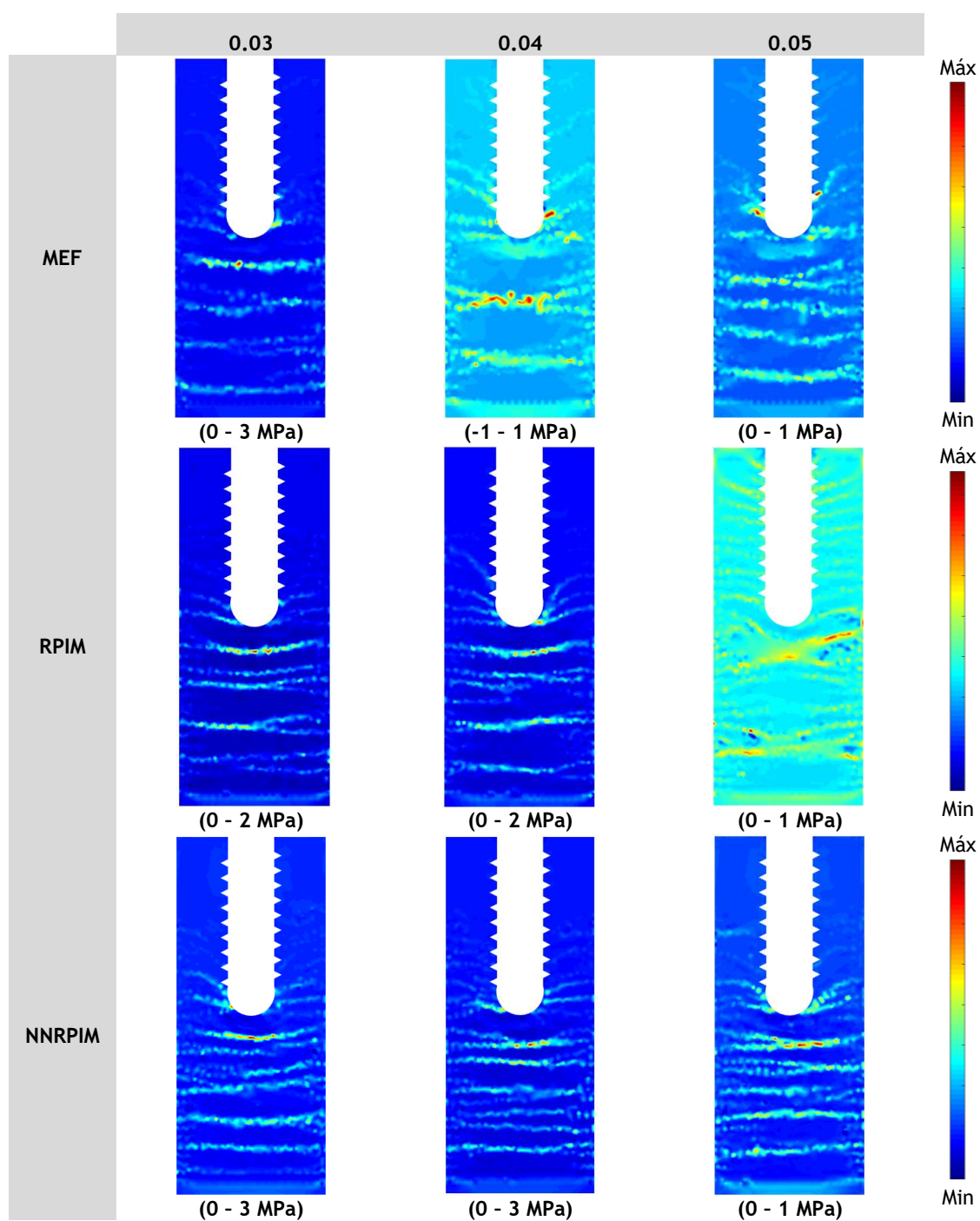


Fig. A. 31 - Tensão principal 1 (σ_{11}) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$.

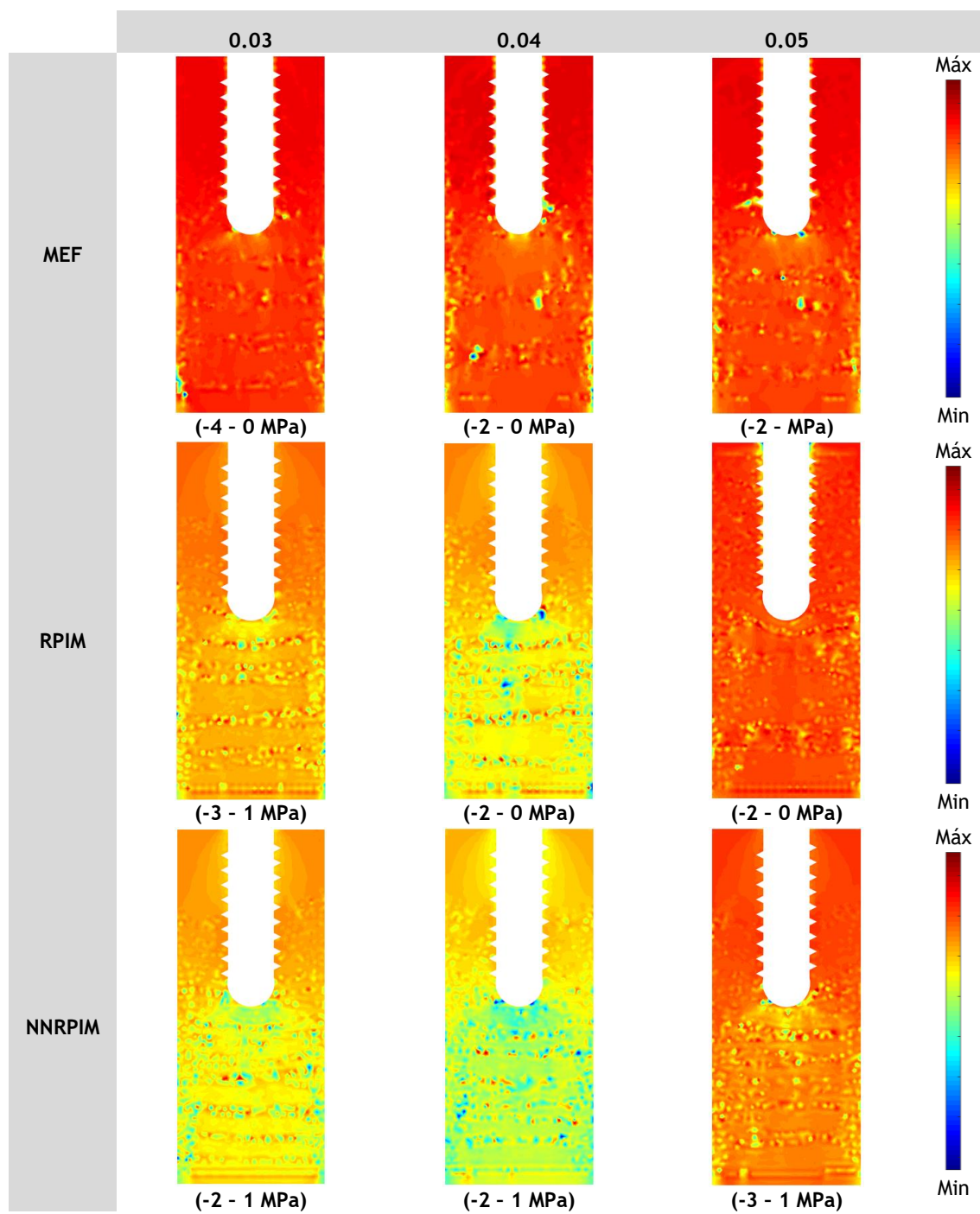


Fig. A. 32 - Tensão principal 2 (σ_{22}) obtida para a combinação de carga 1, para os diferentes métodos numéricos, e considerando $\beta = \{0.03; 0.04; 0.05\}$.